

# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ  
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ELEKTROLÉČBA

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

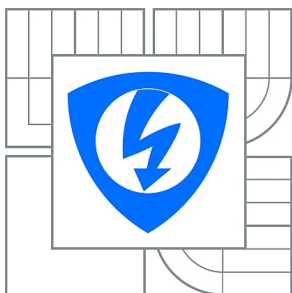
DOMINIKA FERNANDO VÁ

BRNO 2013



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ**

**ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## **ELEKTROLÉČBA**

ELECTROTHERAPY

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**DOMINIKA FERNANDO VÁ**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**doc. Ing. MILAN CHMEL AŘ, CSc.**

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

**Biomedicínská technika a bioinformatika**

**Studentka:** Dominika Fernandová

**ID:** 124647

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2012/2013

**NÁZEV TÉMATU:**

## Elektroléčba

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Popište metody, které jsou zařazeny do fyziotrické léčby. 2) Rozeberte podrobněji elektroléčbu a tvary signálu při ní používané. 3) Uveďte diagnózy, při kterých je elektroléčba používána. 4) Navrhněte možnosti vytváření signálů pro elektroléčbu. 5) Navrhněte generátor pro elektroléčbu v prostředí LabView s možností změn parametrů výstupního signálu. 6) Navrhněte a realizujte jednoduchý přípravek, ke kterému by bylo možno připojit zátěž simulující pacienta. Přípravek by měl být řízen z prostředí LabView. 7) Funkčnost přípravku ověřte.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] CAPKO J. Základy Fyziotrické léčby, GRADA 1998, počet stran 396, ISBN 80-7169-341-3.  
[2] HAVLÍČEK Josef, VLACH Jaroslav, VLACH Martin, VLACHOVÁ Viktorie. Začínáme s LabView, BEN 2008, 248 stran, ISBN 978-80-7300-245-9.

**Termín zadání:** 11.2.2013

**Termín odevzdání:** 31.5.2013

**Vedoucí práce:** doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

**Konzultanti bakalářské práce:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*Předseda oborové rady*

### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **ABSTRAKT**

Tato bakalářská práce se zabývá metodami fyziotrické léčby a realizací generátoru a přípravku pro elektroléčbu. V první části práce je elektroléčba rozebrána podrobněji a ostatní metody jsou uvedeny jen stručně (jsou uvedeny pro úplnost). Při rozboru elektroléčby byla hlavní pozornost věnována těm proudům, které se v současnosti používají nejvíce. Jsou zmíněny i diagnózy, pro které je elektroléčba vhodná. Druhá část této práce se zabývá návrhem generátoru pro elektroléčbu v prostředí Labview a dále také návrhem a realizací přípravku pro elektroléčbu.

## **ABSTRACT**

This bachelor's thesis deals with the methods of physiatric treatment and realization of a generator and a device for electrotherapy. In the first part, electrotherapy is analyzed in detail and other methods are mentioned only briefly (they are listed here for completeness). When analyzing electrotherapy main attention was paid to electrical currents that are mainly used. Diagnoses for which electrotherapy is suitable are also mentioned. The second part of this thesis deals with designing a generator in LabView software and designing and implementing a device for electrotherapy.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Elektroléčba, Elektrické impulzy, Typy proudů, Nábojově vyvážený průběh, Generátor pro elektroléčbu, Přípravek pro elektroléčbu

## **KEYWORDS**

Electrotherapy, Electrical impulses, Types of currents, Charge - balanced waveform, Generator for electrotherapy, Device for electrotherapy

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

FERNANDOVÁ, D. *Elektroléčba*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 52 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Elektroléčba jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009Sb.

V Brně dne 31. 5. 2013

podpis autora

## **PODĚKOVÁNÍ**

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a za mnohé cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 31. 5. 2013

podpis autora

# Obsah

<b>Seznam obrázků .....</b>	<b>x</b>
<b>1. Úvod .....</b>	<b>1</b>
<b>2. Fyziatrická léčba a její metody .....</b>	<b>2</b>
2.1 Mechanoterapie .....	2
2.2 Hydroterapie.....	3
2.3 Termoterapie .....	3
2.4 Kryoterapie.....	4
2.5 Fototerapie.....	4
<b>3. Účinky elektrického proudu .....</b>	<b>6</b>
3.1 Účinky stejnosměrného proudu.....	6
3.2 Účinky střídavého proudu .....	6
3.3 Subjektivní intenzita elektroterapie.....	7
<b>4. Vedení elektrického proudu tkáněmi.....</b>	<b>9</b>
4.1 Typy vodičů .....	9
4.2 Typy elektrod .....	9
4.3 Rozhraní elektroda – tkáň .....	10
<b>5. Elektroléčba a základní pojmy .....</b>	<b>11</b>
5.1 Základní pojmy .....	11
5.2 Rozdělení elektroléčby.....	12
5.2.1 Galvanoterapie.....	12
5.2.2 Nízkofrekvenční terapie .....	13
5.2.3 Středofrekvenční terapie.....	13
<b>6. Proudů používané v elektroléčbě a jejich charakteristika .....</b>	<b>14</b>
6.1 Träbertův proud.....	17
6.2 Faradayův proud.....	17
6.3 Diadynamické (DD) proudy.....	18
6.4 Transkutánní elektroneurostimulace .....	19
6.5 Interferenční proudy.....	21

<b>7. Přípravek pro elektroléčbu .....</b>	<b>23</b>
7.1 Popis obvodu.....	24
7.2 Výpočty obvodu a hodnoty součástí.....	28
<b>8. Realizace přípravku pro elektroléčbu.....</b>	<b>33</b>
<b>9. Generátor pro elektroléčbu z prostředí LabView .....</b>	<b>34</b>
<b>10. Elektroléčba v praxi.....</b>	<b>45</b>
<b>11. Závěr .....</b>	<b>47</b>
<b>Seznam literatury.....</b>	<b>48</b>
<b>Seznamy zkratek a symbolů.....</b>	<b>50</b>
<b>Seznam příloh.....</b>	<b>52</b>



# Seznam obrázků

Obrázek 1: Práh vnímání elektrického proudu, převzato z [15].....	8
Obrázek 2: Galvanický průběh.....	14
Obrázek 3: Přerušovaný galvanický průběh.....	14
Obrázek 4: Sinusový průběh .....	15
Obrázek 5: Faradický průběh, převzato z [11] .....	15
Obrázek 6: Bifazický průběh.....	16
Obrázek 7: Dvojitě pulsní průběh, převzato z [11] .....	16
Obrázek 8: Interferenční průběh, převzato z [11].....	16
Obrázek 9: Ruský průběh, převzato z [11] .....	17
Obrázek 10: Träbertův proud, převzato z [14] .....	17
Obrázek 11: Diadynamický proud, převzato z [14] .....	18
Obrázek 12: Typy TENS průběhů, převzato z [13].....	19
Obrázek 13: Bifazický TENS průběh, převzato z [14].....	20
Obrázek 14: A-Amplitudová, B-frekvenční a C-kombinovaná modulace, převzato z [1]...	21
Obrázek 15: Interferenční proud, převzato z [14] .....	22
Obrázek 16: Schéma zapojení přípravku.....	23
Obrázek 17: Spínací část obvodu .....	24
Obrázek 18: Regulační část obvodu .....	26
Obrázek 19: Napěťový měnič.....	26
Obrázek 20: Neinvertující zesilovač .....	27
Obrázek 21: Impedanční transformátor .....	27
Obrázek 22: Osázené součástky na desce.....	33
Obrázek 23: Propojení součástek .....	33
Obrázek 24: Čelní panel simulátoru .....	35
Obrázek 25: Blokový diagram simulátoru.....	36
Obrázek 26: MF proud - stavy True a False .....	37
Obrázek 27: DF proud .....	37
Obrázek 28: Interferenční a střídající proudy .....	38
Obrázek 29: Obdélníkový monofazický proud .....	38
Obrázek 30: Výsledný MF proud .....	39
Obrázek 31: Výsledný DF proud.....	40
Obrázek 32: Výsledné střídající proudy .....	40
Obrázek 33: Výsledné interferenční proudy.....	41
Obrázek 34: Výsledný obdélníkový monofazický proud .....	41
Obrázek 35: Blokový diagram generátoru.....	42
Obrázek 36: MF průběh z osciloskopu.....	43
Obrázek 37: DF průběh z osciloskopu .....	44
Obrázek 38: Obdélníkový bifazický průběh z osciloskopu.....	44
Obrázek 39: Přístroj BTL-5645 Puls, převzato z [18].....	45

# 1. Úvod

Elektroléčba je terapeutická metoda, která je v dnešní době velmi rozšířená především v rehabilitačních a lázeňských zařízeních. Již ve starověkém Římě lékaři využívali vlastnosti elektrického proudu přikládáním úhoře na postiženou oblast. Jedná se tedy o metodu působící proti bolesti (analgetický účinek), zánětu, zvýšenému napětí svalstva (myorelaxační účinek) nebo naopak zlepšuje prokrvení tkání a zmenšuje otoky. Proto elektroléčba nachází využití v mnoha oblastech.

Tato bakalářská práce zabývající se právě elektroléčbou je rozdělena do devíti kapitol. V první se věnuji fyziotrické léčbě a jejím metodám, kterými jsou mechanoterapie, hydroterapie, termoterapie, kryoterapie, fototerapie a elektroterapie. Dále se věnuji účinkům elektrického proudu, a to stejnosměrného a střídavého proudu a také je popsána subjektivní intenzita elektroterapie. U vedení elektrického proudu tkáněmi blíže popisují typy vodičů, typy elektrod a rozhraní elektroda-tkáně.

Podrobněji se pak zabývám elektroterapií, jinak nazývanou elektroléčbou a základními pojmy, které jsou potřebné znát. Elektroléčba je zde rozdělena na kontaktní a bezkontaktní a blíže se věnuji elektroléčbě kontaktní, která zahrnuje galvanoterapii, nízkofrekvenční terapii a středofrekvenční terapii.

Další nezbytnou částí této práce jsou typy proudů nejčastěji v elektroléčbě používané, jejich vlastnosti a diagnózy, při kterých tyto proudy nacházejí uplatnění. K těmto proudům patří zejména Träbertův proud, Faradayův proud, diadynamické proudy, transkutánní elektroneurostimulace (TENS) a interferenční proudy.

Praktická část této bakalářské práce obnáší návrh obvodu a samotnou realizaci přípravku pro elektroléčbu. V neposlední řadě je součástí práce také návrh generátoru, který je naprogramován v prostředí LabView a s přípravkem je propojen. V simulátoru pro elektroléčbu jsou zobrazeny proudy, které se pro tuto terapii nejčastěji používají.

## 2. Fyziatrická léčba a její metody

Jak uvádí J. Capko [1], je fyziatrická léčba druh léčby využívající různých druhů fyzikálních energií k terapeutickým účelům, k prevenci proti chorobám, k diagnostice chorob a v neposlední řadě také k rehabilitaci. Dále dělíme fyzikální léčebné prostředky na uměle připravené, přírodní zdroje, některé manuální výkony, aktivní pohybová cvičení a na komplex balneologie a balneoterapie.

Za uměle připravené prostředky považujeme zdroje různých energií, a to mechanické, elektrické, termické, akustické, zdroje elektromagnetického a magnetického záření a energie elementárních částic. Přírodními zdroji jsou sluneční záření, gravitační vlivy, přírodní radioaktivní záření, atmosférický tlak a atmosférická elektřina, tepelné klimatické vlivy a magnetické záření. Manuálními výkony myslí J. Capko [1] klasickou a reflexní masáž, polohování, akupunkturu, pasivní pohyby, manipulaci a mobilizaci. Aktivními pohybovými cvičení se myslí léčebný tělocvik, který je zaměřený přímo na reedukaci a na rehabilitaci.

Cílem fyziatrické léčby je zvyšování a mobilizace obranných sil organismu, které mají přemoci chorobný proces a jeho následky. Fyziatrie má tedy ovlivnit reaktivitu organismu. Energie, která se ve fyziatrii používá, působí na organismus především přes kůži a sliznice a tím jsou ovlivněny vnitřní orgány, viz Ján Capko [1]. Musíme ovšem při hodnocení účinků léčby brát v potaz tzv. placebo efekt, kdy je ovlivněna pacientova psychika a tudíž se jeho stav zlepšuje a léčba má na něho pozitivní vliv. Pocit, že bude pacient v rukou odborníků, budou použity moderní přístroje a fakt, že mu léčba určitě pomůže, má za následek pozitivní vliv na jeho zdravotní stav. I přesto je to velmi subjektivní dojem.

Nyní přejdeme k jednotlivým metodám fyziatrické léčby, kterými jsou mechanoterapie, hydroterapie, termoterapie, kryoterapie, fototerapie a v neposlední řadě elektroterapie, které se budeme blíže věnovat v dalších kapitolách.

### 2.1 Mechanoterapie

Mechanoterapie je považována za jednu z nejstarších metod fyzikální terapie a je o ní písemná zmínka už v Egyptě, kde k léčení používali zejména ruční masáže. U mechanoterapie se používají statické a dynamické síly a lze sem zařadit nesourodé procedury, jako například aktivní a pasivní pohyby těla a trakce a extenze.

Trakce je působení tahu na svaly, klouby, vazy, šlachy a extenze je natahování a napínání končetin. Extenze se používá v ortopedii a traumatologii jako tradiční léčba, ovšem ve fyziatrii se používá trakce krční a bederní páteře a trakce kyčelního a ramenního kloubu.

Jak tvrdí J. Capko [1], dělíme trakce i extenze podle zdroje síly na ruční a přístrojové a podle průběhu na kontinuální a přerušované. Přístrojová trakce a extenze se provádí s pomocí závaží, kladek, lanek a zařízení k fixaci tahu. V poslední době se u krční páteře přechází na ruční trakce.

K další velmi časté proceduře patří ruční masáž. Podle K. Žaloudka [2] je cílem masáže příznivé ovlivnění místních i celkových stavů, obtíží a změn, které vyvolalo zranění, nemoc nebo námaha. Dále masáž také přispívá k podpoře fyziologických pochodů v organismu, k posílení zdraví a celkové odolnosti. J. Capko [1] říká, že ruční neboli mechanické masáže dělíme na klasickou, reflexní, sportovní, kosmetickou masáž a na masáž vnitřních orgánů. Masáže bývají indikovány na poúrazové a pooperační stavy, choroby krevního oběhu a cév, chronické choroby dýchacího systému chronické revmatické choroby, rekonvalescenci po těžkých chorobách, stavy po fyzickém vyčerpání a svalové únavě, atd.

## **2.2 Hydroterapie**

Hydroterapie, někdy nazývaná vodoléčba, je spolu s mechanoterapií považována za nejstarší metodu fyziatrie. Již v minulosti byly známy blahodárné účinky vody a její pozitivní vliv na organismus. V této sféře se nejvíce proslavil Vincenc Priessnitz se svou léčbou studenou vodou. U hydroterapie působí na organismus energie teplená, pohybová, mechanická a dále také působí i různé chemické přísady. K vodoléčebným procedurám patří lázeň izotermická (34 - 36 °C), perličková, vířivá, uhličitá a sedací, střídavě nožní koupel, podvodní masáže, skotské stříky anebo plynová uhličitá koupel.

## **2.3 Termoterapie**

Termoterapie je další fyziatrickou metodou, při které do organismu buď přivádíme, nebo odvádíme teplo. Podle toho ji dělíme na pozitivní a negativní termoterapii, kde tyto metody mohou být celkové nebo částečné. Termoterapii můžeme dále také dělit na kontaktní a bezkontaktní. Kontaktní termoterapie má přímý kontakt s tělem pacienta a to pomocí pevných (písek, termosáčky), kapalných (voda, parafín) nebo plyných látek (kyslík, dusík, pára, kysličník uhličitý, vzduch). Za bezkontaktní termoterapii považujeme fototerapii a elektroterapii, kterým se budeme věnovat později.

Termoterapii používáme pro léčbu a prevenci nemocí a pro rehabilitaci. U termoterapeutických procedur se zejména jedná o vodoléčbu, kterou jsme už zmínili v předešlé podkapitole. Mezi celkové aplikace tepla na pacienta patří především koupele různého stupně a to od 36 do 43 °C. Dalšími aplikacemi tepla jsou různé zábaly a obklady (např. parafínové, suché horké nebo vlhké horké, atd.).

K další velmi známé proceduře patří sauna. Sauna se označuje jako koupel horkým vzduchem (zpravidla od 60 do 90 °C i více) při nízké vlhkosti (od 10 – 30 %). Při pobytu v sauně dochází k střídání tepelných podnětů, a to střídání horkovzdušné koupele s ochlazením studenou vodou.

## **2.4 Kryoterapie**

Podle J. Poděbradského a I. Vařeky [3] je kryoterapie procedura negativní termoterapie, kdy dochází k odebrání tepla z těla. J. Capko [1] definuje kryoterapii jako chladovou terapii, která je v dnešní době častěji používaná a celkovým působením chladu dochází k celkové vazodilataci (rozšíření cév), tlumení zánětu, analgezií a ovlivnění hormonálního systému. Podle J. Poděbradského a I. Vařeky [3] teplota procedur bývá 0 °C a méně a nejčastějšími indikacemi kryoterapie jsou akutní úrazy a záněty, chronická revmatická onemocnění pohybového systému, reflexní svalové změny a centrální spasticita, kterými jsou stavy po cévních mozkových příhodách, roztroušená skleróza a dětská obrna.

K procedurám kryoterapie patří ledová norná koupel, ledová tříšť, ledová masáž, ledové sáčky, ledové komprese, vypařování těkavých látek (např. etylchlorid, metylchlorid, fluormethan), aplikace studeného vzduchu nebo dusíku. Další možností je tzv. kryokomora, která se používá pro celotělovou chladovou terapii. Je určena pro více osob (zpravidla 2-3), doba aplikace je 2-3 minuty a teplota uvnitř kryokomory je okolo -110 °C.

## **2.5 Fototerapie**

Fototerapie patří k další fyziotické metodě a podle J. Poděbradského [3] je to léčba elektromagnetickým zářením v rozsahu ultrafialového (UV) záření, viditelného světla a infračerveného (IR) záření. Účinky této metody závisí na energii fotonu, intenzitě záření, trvání ozáření, velikosti ozářené plochy, absorpční schopnosti tkání a na reaktivitě organismu. K fototerapeutickým metodám patří helioterapie, léčba UV a IR zářením, laser a biolampy.

UV záření má vlnovou délku do 400 nm a používá se k léčbě kožních chorob, vředových chorob, snížené výkonosti a únavě, anémii, atd. Zdrojem UV záření jsou Slunce (helioterapie) jako jediný přírodní zdroj a také rtuťové vysokotlaké a nízkotlaké výbojky, Kromayerova lampa, speciální Hg-výbojky a solárium.

IR záření s vlnovou délkou nad 760 nm se využívá k léčení artrózy, sinusitidy, zánětlivých kožních onemocnění, stavů po extrakci zubů, astmatu a mnoho dalších. Zdrojem IR záření je stejně jako u UV záření Slunce a dále pak umělé zdroje jako např. vysokožhavené žárovky Solux, Akvasol, teplomety, žárovkové skříně a tunely.

Laser (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) je další metodou fototerapie a z překladu znamená světlo zesilované pomocí stimulované emise záření. Podle Podle J. Capka [1] je laser zařízení, které produkuje koherentní monochromatické záření z oblasti mikrovln, popřípadě viditelného světla. Při laseroterapii se používají přístroje plynové, polovodičové anebo kombinované. Základními účinky laseru jsou biostimulační, protizánětlivé a analgetické účinky a základními indikacemi pro použití laseru jsou vředy, popáleniny, jizvy, chronické ekzémy, poúrazové stavy a mnoho dalších.

Bioptronová lampa, neboli biolampa je jednodušší, levnější a dostatečně účinná náhrada laseru, která pracuje na principu polarizace světla vyzařovaného halogenovou žárovkou. Dochází zde k tzv. biostimulačnímu efektu, kdy se spouští a podporují již probíhající řídicí pochody buněk, zpomalují se chorobné a degenerativní procesy v buňkách a podporuje se tvorba potřebných buněčných působků. V praxi se biolampy používají v dermatologii, kosmetice, chirurgii, ortopedii, stomatologii a v sportovním a rehabilitačním lékařství.

### **3. Účinky elektrického proudu**

Primárními účinky elektrického proudu na živé tkáně jsou především účinky iontové či chemické a tepelné. Obecně lze říci, že iontové účinky způsobují nízkofrekvenční proudy a stejnosměrný proud, zatímco tepelné účinky způsobují vysokofrekvenční proudy. Oba tyto účinky jsou založeny na elektrické vodivosti tkání. Elektrický proud prochází elektrolytem, protože elektricky nabitě částice jsou jedinými nositeli elektrického náboje. [4]

#### **3.1 Účinky stejnosměrného proudu**

Obecně můžeme říci, že účinky stejnosměrného proudu jsou méně nebezpečné než ty u střídavého proudu. Nepřerušovaný stejnosměrný proud způsobuje změny dráždivosti nervových vláken spojené se změnou iontového prostředí. V elektroterapii se využívá pojmů anelektrotonus a katelektrotonus. Anelektrotonus je snížení dráždivosti senzitivních nervů u anody (kladné elektrody) a katelektrotonus je zvýšení dráždivosti motorických nervů u katody (záporná elektroda). [5]

#### **3.2 Účinky střídavého proudu**

Střídavý proud vykazuje dráždivé účinky, které jsou velmi frekvenčně závislé. U velice nízkých frekvencí, zpravidla do 100 Hz, se při zvyšování frekvence lineárně zvětšuje dráždivý účinek. Ovšem u vyšších frekvencí se nárůst dráždivého účinku zpomaluje a postupně klesá. U frekvencí nad 3000 Hz dochází k rychlému poklesu dráždivého účinku a při 10 kHz už účinek zcela ustává.

Jak už bylo řečeno v úvodu, mají vysokofrekvenční proudy s frekvencí nad 100 kHz pouze tepelné účinky, kdy přeměňují absorbovanou elektrickou energii v teplo. Nevykazují tedy žádné dráždivé ani elektrochemické účinky. [5]

### 3.3 Subjektivní intenzita elektroterapie

Subjektivní intenzita je nejdůležitější faktor, který v elektroterapii určuje její účinnost. Objektivními faktory intenzity jsou frekvence, délka impulzu a tvar impulzu. Nižší frekvence více dráždí a hůře se tolerují. Čím delší impulzy aplikujeme, tím jsou dráždivější. U obdélníkových impulzů je dráždivost větší než u sinusových. Blíže se o tvarech impulzů dozvíme v šesté kapitole. Subjektivními faktory intenzity jsou vodivost kůže a individuální práh dráždivosti. Vodivost kůže bývá ovlivněna například tloušťkou pokožky, vlhkostí nebo psychickými či chemickými vlivy. Individuální práh dráždivosti je ovlivněn především somatotypem neboli stavbou těla, stresem, chronickou bolestí nebo také zkušeností. [6]

Podle J. Poděbradského a R. Poděbradské [7] rozlišujeme sedm různých intenzit, kterými jsou intenzita podprahově senzitivní, prahově senzitivní, nadprahově senzitivní, podprahově motorická, prahově motorická, nadprahově motorická a podprahově algická.

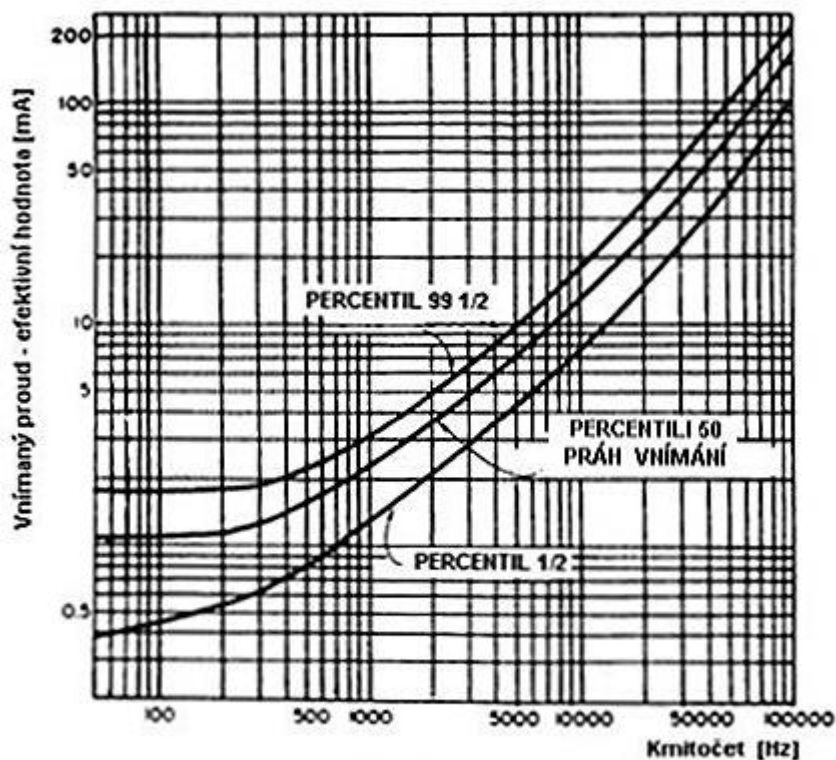
U podprahově senzitivní intenzity (PPS) je potřeba postupně zvyšovat intenzitu, dokud pacient poprvé neucítí vjem. Potom je tedy potřeba intenzitu trochu snížit, například o 1 mA. Prahově senzitivní intenzita (PS) je první okamžik, kdy ucítí průchod elektrického proudu brněním při postupném zvyšování intenzity proudu. Tato hodnota se na přístroji odečte jako absolutní intenzita. Nadprahově senzitivní intenzita (NPS) je intenzita, při které nastavíme PS a poté intenzitu trochu zvýšíme.

Podprahově motorická intenzita (PPM) je intenzita, u které se musí nejdříve nastavit prahově motorická intenzita a poté se intenzita trochu zvýší. Prahově motorická intenzita (PM) je intenzita, při které dojde k prvnímu svalovému záškubu. I k této intenzitě lze připsat hodnotu absolutní intenzity. U nadprahově motorické intenzity (NPM) se nastaví PM a poté se intenzita musí trochu zvýšit.

Podprahově algická intenzita (PPA) je intenzita, kdy se nejdříve nastaví PM intenzita a postupně se zvyšuje intenzita do prvních pocitů bolesti. Poté se intenzita trochu sníží. U PPS, NPS, PPM, NPM a PPA intenzit se jedná o určité intervaly. Přístroj se při vypnutí automaticky vynulovává, ovšem při opětovném zapnutí se musí intenzita znovu nastavit a postupně zvyšovat. [7]



Následující obrázek (Obrázek 1) nám charakterizuje práh vnímání elektrického proudu. Z grafu je evidentní přímá úměra mezi kmitočtem a efektivní hodnotou vnímaného proudu. Tedy s rostoucím kmitočtem, roste také efektivní hodnota vnímaného proudu. Odezvy na 0,5, 50 a 99,5 percentilu ukazují vliv frekvence na vnímání proudu od 60 do 200 000 cyklů za sekundu. Při velmi vysokých frekvencích přechází pocit brnění v teplo.



Vliv kmitočtu na vnímání elektrického proudu (s použitím v rukách držených elektrod). Převzato z C.F. Dalziel, IRE Trans. Med. Electron, 6:48 (1956)

Obrázek 1: Práh vnímání elektrického proudu, převzato z [15]

## 4. Vedení elektrického proudu tkáněmi

Podle D. Hallidaye, R. Resnicka a J. Walkera [8] existují látky, ve kterých se část jejich náboje může volně pohybovat a nazýváme je tedy vodiče, anebo se náboj nemůže pohybovat skoro vůbec, a ty označujeme jako nevodiče respektive izolátory. Elektrický proud lze tedy pak definovat jako uspořádaný pohyb náboje látkou.

### 4.1 Typy vodičů

Vodiče dělíme podle měrné elektrické vodivosti, kterou můžeme definovat jako schopnost dané látky vést dobře elektrický proud. Existují čtyři základní typy vodičů, a to vodiče I. řádu, vodiče II. řádu, polovodiče a nevodiče. Polovodiče se této práci nedotýkají, a dále je tedy rozebírat nebudeme.

Vodiče I. řádu mají měrnou elektrickou vodivost od  $10^6 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$  do  $10^7 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$ . Vedení elektrického proudu těmito vodiči zajišťují volné elektrony a příkladem těchto vodičů jsou kovy. Vodiče II. řádu mají měrnou elektrickou vodivost od  $10^{-8} \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$  do  $10^6 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$ . Těmito vodiči bývá většina živé tkáně a roztoky. Vedení elektrického proudu je vodiči II. řádu zajišťováno ionty, kdy kladné ionty (kationty) putují k záporné katodě a záporné ionty (anionty) putují ke kladné anodě. Nevodiče neboli izolanty mají měrnou elektrickou vodivost od  $10^{-18} \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$  do  $10^{-13} \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$ . [6]

### 4.2 Typy elektrod

Elektrody používané v kontaktní elektroterapii, které se budeme blíže věnovat v následujících kapitolách, zajišťují vedení elektrického proudu do těla pacienta povrchově nebo vpichově. Velikost elektrody závisí na místě aplikace a v závislosti na velikosti elektrody jí protéká odpovídající velikost proudu. Ovšem hustota proudu je nepřímo úměrná velikosti elektrody. To znamená, že čím je velikost elektrody menší, tím se hustota proudu zvětšuje a naopak. I přesto, že malé elektrody snižují množství protékajícího proudu, výsledná vysoká hustota proudu může způsobit bolest nebo poškození tkáně. Velké elektrody sice snižují riziko poškození tkáně, ale umožňují elektrickému proudu protékat také do nepotřebných oblastí. [9]

Jak uvádějí J. Poděbradský a I. Vařeka [6], musí být při aplikaci stejnosměrného proudu použita mezi elektrodou a kůží standardní elektrodová podložka, v které je absorbován odpovídající ochranný roztok. Použijeme-li jiný druh kontaktní elektroterapie, bývají elektrody obaleny takzvanými návleky z froté materiálu nebo se jedná o speciální porézní podložky, v kterých je absorbována čistá voda.

Rozdělení elektrod je velmi různorodé. My si je zde rozdělíme na elektrody podle materiálu, podle velikosti účinné plochy a podle způsobu připevnění.

Elektrody podle materiálu dělíme na kovové, silikonkaučukové a na gumové s vrstvou grafitu. Kovové elektrody nejsou v dnešní době příliš používané. Jedná se o vodiče I. řádu, kdy při použití nesmí dojít ke kontaktu s kůží. Silikonkaučukové elektrody jsou z vodivé pryže a jedná se o vodiče II řádu. Tyto elektrody mají sice dlouhou životnost, ovšem jejich cena je vyšší. I přesto, že při jejich použití může dojít ke kontaktu s kůží, doporučuje se z důvodu pocení pod elektrodou použít už dříve zmíněné návleky. U gumových elektrod s vrstvou grafitu je cena nižší, ovšem na úkor kvality. Malá vrstva grafitu se při častém používání odírá, a tím se také zmenšuje aktivní plocha elektrody. V kritickém případě může dojít k poškození tkáně pacienta z důvodu vyšší hustoty proudu.

Podle velikosti účinné plochy dělíme elektrody na hrotové, deskové a kuličkové. Hrotové elektrody mají účinnou plochu maximálně  $3 \text{ mm}^2$  a využívají se například při aplikaci TENS burst, o které bude blíže zmíněno v šesté kapitole. Deskové elektrody mají účinnou plochu, která je větší než  $25 \text{ mm}^2$ , převážně je ovšem účinná plocha větší než  $100 \text{ mm}^2$ . Kuličkové elektrody se používají především při vysokofrekvenční terapii a jejich účinná plocha je od 4 do  $25 \text{ mm}^2$ .

Podle způsobu připevnění dělíme elektrody na fixované a pohyblivé. Příkladem fixovaných elektrod jsou elektrody samolepící nebo klasické, které jsou obvykle připevněné zátěží nebo popruhem. K pohyblivým elektrodám patří elektrody hrotové nebo kuličkové. [6] [7]

### **4.3 Rozhraní elektroda – tkáň**

Prochází-li elektrický proud mezi dvěma elektrodami tkání, dochází zde k elektrochemickým účinkům a mění se elektronová vodivost na vodivost iontovou. Vedení elektrického proudu je tedy elektrolytické a je zprostředkováno ionty. Jedná-li se stejnosměrný proud, hromadí se pod jednou elektrodou kyseliny (kationty) a pod druhou elektrodou naopak zásady (anionty). K vedení proudu přes pokožku je potřeba vodivého gelu nebo vody obsahující ionty. Tyto vodivé gely obsahují soli NaCl nebo KCl a potlačují vznik bakterií a plísní. Dále tyto gely způsobují ustálený tok elektrického proudu mezi elektrodou a pokožkou, jelikož vyplní nepravidelnosti na pokožce.

Díky nepravidelnostem na pokožce, ránám či jizvám se musí dávat při aplikaci elektrického proudu pozor, aby nedošlo k poškození pokožky. Epidermální povrch má vysoký elektrický odpor kvůli suchému keratinu a kožnímu mazu. Tento elektrický odpor je právě díky zvlhčení pokožky snížen. Také díky zahřívání kůže horkými sáčky nebo infračervenou lampou před zahájením léčby dochází ke zvýšení vodivosti díky lokální zvýšené tvorbě potu. [10]

## 5. Elektroléčba a základní pojmy

Jak uvádějí J. Poděbradský a I. Vařeka [6], je elektroléčba část fyzikální terapie využívající elektrických proudů nebo impulsů k léčebným, popřípadě diagnostickým účelům. Nejdříve je třeba si vysvětlit základní pojmy týkající se elektrického proudu a poté přistoupíme k jednotlivým druhům elektroterapeutických metod.

### 5.1 Základní pojmy

- **Elektrický náboj**, jehož základní jednotkou je coulomb (C), je definován jako náboj, procházející průřezem vodiče za 1s při průchodu stálého proudu velikosti 1A vodičem. Elektrický náboj může být kladný nebo záporný.
- **Elektrický proud** můžeme definovat jako náboj, který proteče průřezem vodiče za jednotku času. Směr elektrického proudu je určen směrem pohybu kladného náboje. Jednotkou elektrického proudu je ampér (A).
- **Elektrické napětí** je rozdíl potenciálů mezi dvěma body pole. Jednotkou elektrického napětí je volt (V).
- **Elektrický odpor** neboli rezistance je vlastnost vést elektrický proud vodičem. Je dán poměrem napětí vůči proudu a jeho jednotkou je ohm ( $\Omega$ ).
- **Ohmův zákon** nám vyjadřuje závislost mezi elektrickým odporem, napětím a proudem. Pro součástky, které se Ohmovým zákonem řídí, je proud jimi protékající přímo úměrný přiloženému napětí.
- **Elektrické pole** je buzeno kolem každého náboje, a tím se vysvětluje elektrostatické působení nabitých těles. K zobrazení velikosti a směru elektrického pole slouží elektrické siločáry.
- **Elektrická vodivost** neboli konduktance je převrácená hodnota elektrického odporu a její jednotkou je siemens (S).
- **Elektrická kapacita** je definována jako množství náboje na deskách kondenzátoru, je-li mezi deskami jednotkové elektrické napětí (1 V). Přestože je elektrická kapacita obecně vlastností každého vodiče, využívá se především v kondenzátoru. Jednotkou kapacity je farad (F).
- **Hustota proudu** je vektorová veličina a popisuje pohyb nosičů náboje. Její velikost je rovna proudu procházejícímu ploškou průřezu vodiče kolmou ke směru proudu, dělenému velikostí této plošky. Její jednotkou je ampér na metr čtvereční ( $A \cdot m^{-2}$ ). [8]

## 5.2 Rozdělení elektroléčby

Rozdělení elektroléčby a fyzikální terapie jako takové se v literatuře liší, a tudíž je nesjednocené. Dochází tedy k odlišným zařazením jednotlivých dílčích metod. Budu zde následovat rozdělení podle J. Poděbradského a R. Poděbradské [7], kde se elektroléčba dělí na kontaktní a bezkontaktní.

Mezi metody kontaktní elektroterapie patří galvanoterapie, nízkofrekvenční terapie a středofrekvenční terapie. Do bezkontaktní elektroterapie řadíme vysokofrekvenční terapii, distanční elektroterapii a magnetoterapii. Blíže se budu věnovat pouze kontaktní elektroterapii, protože se bezkontaktní terapie této práce nedotýká.

Kontaktní elektroterapie přivádí do těla pacienta elektrický proud přes kůži (sliznici) pomocí elektrod. Tyto elektrody se používají se zvlhčenou porézní látkou. [7]

### 5.2.1 Galvanoterapie

Galvanoterapie využívá takzvaného galvanického neboli stejnosměrného proudu, který nemá žádnou frekvenci ( $f = 0$ ) s maximální proudovou hustotou  $0,1 \text{ mA/cm}^2$ . Tento proud je do těla pacienta přiváděn pomocí velkých deskových elektrod se standardními podložkami, které jsou napuštěny ochrannými roztoky. Prostor mezi elektrodami se nazývá proudová dráha, kde dochází k postupné polarizaci tkáně za vzniku napětí opačné polarity. Tímto dochází v organismu k takzvané hyperémii, kdy se zvýší kapilární prokrvení.

Klidová galvanizace využívá nepřerušovaný stejnosměrný proud pro jeho hloubkový a povrchní účinek. Indikuje se především u posttraumatických stavů, kdy dochází k urychlení novotvorby kapilár. Dále se klidová galvanizace používá při poruchách periferního krevního oběhu nebo při neuralgiích, neuritidách a neuropatiích v oblasti končetin.

Dalším typem galvanoterapie je čtyřkomorová lázeň neboli hydrogalvan, kdy je elektrický proud do těla pacienta přiváděn vodou při ponoření částí končetin. Indikace hydrogalvanu jsou velmi podobné s indikacemi klidové galvanizace. Málo rozšířenou metodou je elektroléčebná vana, kdy se galvanický proud aplikuje na celé tělo během koupele. Jelikož elektrický proud ponořené tělo pouze obtéká, její účinnost je diskutabilní.

Iontoforéza je oproti elektroléčebné vaně velmi oblíbená procedura, ovšem se stejně diskutabilními účinky v rámci hloubky účinku. Jedná se o metodu vpravování iontů (elektricky nabitých částic) do kůže. Z anody se aplikují kationty a z katody se aplikují anionty. Iontoforéza se indukuje podle závislosti účinku vpravované látky. Účinkem je zvýšení koncentrace molekul a iontů se stejným nábojem v kůži a žilní krvi z aplikačního místa. Nežádoucím účinkem může být alergie na vpravovanou látku. [7]

### **5.2.2 Nízkofrekvenční terapie**

Nízkofrekvenční terapie využívá střídavé nebo pulzní proudy s frekvencí 0 – 1000 Hz. Účinek této terapie bývá cílen na dráždivé buňky, zejména na nervové buňky a je dán především subjektivní intenzitou a méně frekvencí a parametry proudů nebo impulsů. K těmto proudům patří zejména Träbertův proud, Faradayův proud, diadynamické proudy a transkutánní elektroneurostimulace (TENS). O těchto proudech pojednává šestá kapitola, která se jimi podrobněji zabývá. [7]

### **5.2.3 Středofrekvenční terapie**

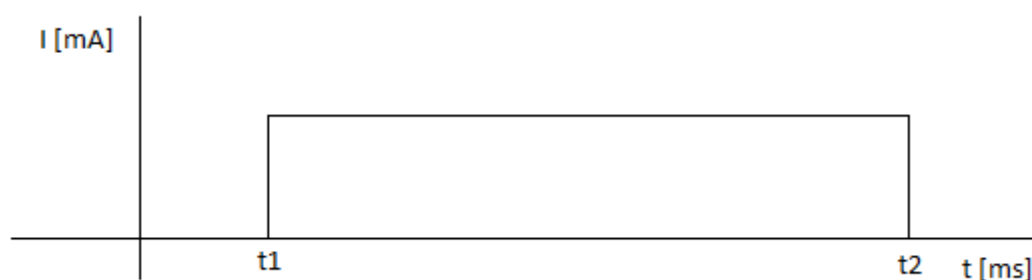
Středofrekvenční terapie využívá proudů s frekvencí od 1001 Hz do 100 000 Hz. V praxi se používají především frekvence od 2500 Hz do 12 000 Hz. Konfigurace skupin impulsů je zde často bifazická a to je důvodem, že proč nemají galvanické (leptavé) účinky. Vážným nedostatkem ovšem je, že proudy, které mají frekvenci nad 250 Hz, nevykazují skoro žádné dráždivé účinky. Z toho důvodu bylo potřeba vyřešit konverzi středofrekvenčních proudů, na nízkofrekvenční proudy, a to bipolární a tetrapolární aplikací. U tetrapolární aplikaci se jedná o klasickou interferenci s jejími variantami. O interferenčních proudech bude více zmíněno v šesté kapitole. [7]

## 6. Proudý používané v elektroléčbě a jejich charakteristika

V této kapitole se budeme zabývat jednotlivými průběhy a proudy, které se v elektroléčbě používají. Těmito proudy jsou Träbertův proud, Faradayův proud, diadynamické proudy, transkutánní elektroneurostimulace (TENS) a interferenční proudy.

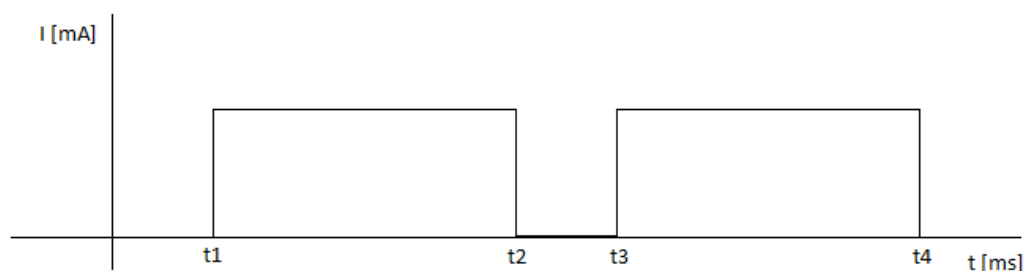
Podle Kennetha L. Knighta a Davida O. Dropera [11] se v elektroléčbě nejčastěji používá osm terapeutických průběhů. Těmito průběhy jsou galvanický průběh (stejnoseměrný), přerušovaný galvanický, sinusový, faradický, bifázický, dvojité pulsní, interferenční a ruský průběh.

Galvanický průběh je u stejnosměrného proudu, používaný při dříve zmíněné iontoforéze. Je obdélníkový a monofázický, tedy s jednou fází, kdy proud protéká pouze v jednom směru. Viz Obrázek 2, zde proud protéká v čase od  $t_1$  do  $t_2$ .



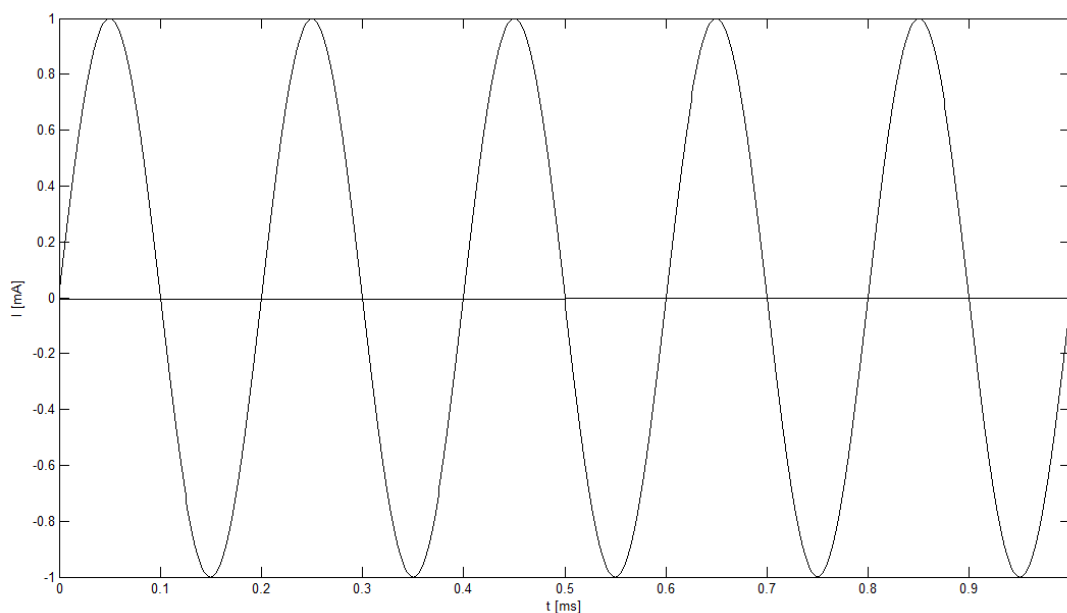
Obrázek 2: Galvanický průběh

Přerušovaný galvanický průběh má jednosměrné proudění způsobené rychlým a opakovaným zapnutím a vypnutím proudu. Je monofázický, obdélníkový a pulsní. Délka při zapnutí nebo vypnutí se může nebo nemusí lišit. Na následujícím obrázku (Obrázek 3) protéká proud v intervalu  $t_1$  až  $t_2$ , v době od  $t_2$  do  $t_3$  je pauza a dále pak proud prochází v intervalu  $t_3$  až  $t_4$ .



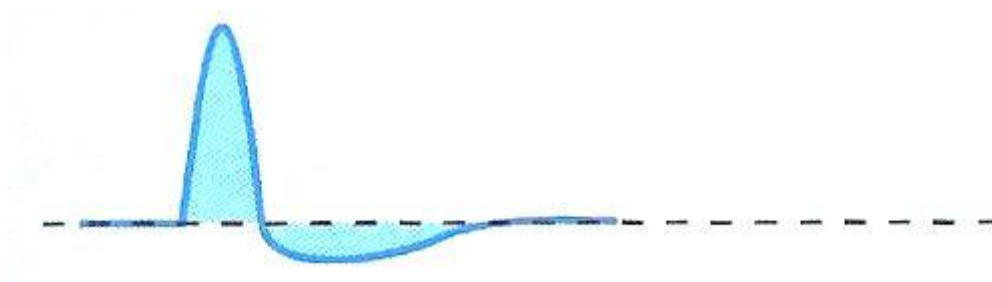
Obrázek 3: Přerušovaný galvanický průběh

Střídavý proud může mít i sinusový průběh. Pokud neobsahuje stejnosměrnou složku, je bifazický, což znamená, že proud protéká v obou směrech. Dále je symetrický, což znamená, že půlvlny nad osou i pod osou mají stejnou amplitudu a je i nábojově vyvážený, což znamená, že plocha půlvlny nad osou i pod osou je stejná. Jedná se o základní průběh u interferenčních a ruských proudů (Kotzovy proudy).



Obrázek 4: Sinusový průběh

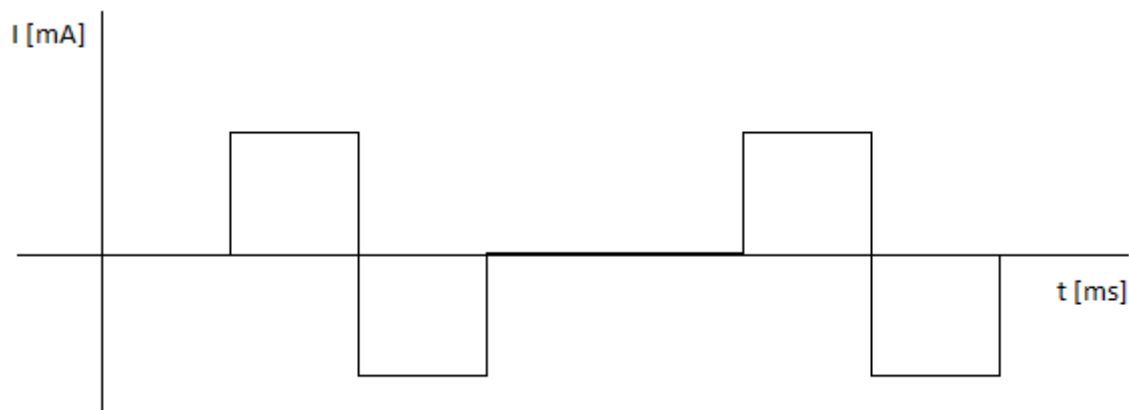
Faradický průběh je u indukovaného asymetrického střídavého proudu. Je bifazický, asymetrický, tedy pulsy mají různé fáze, je špičatý a nevyvážený, tedy plocha pod křivkami je nerovnoměrná. Kladná část má krátkou dobu trvání, vysokou amplitudu a je špičatá (dochází zde k prudkému vzrůstu). Záporná část průběhu má delší dobu trvání, nízkou amplitudu a je zakřivená.



Obrázek 5: Faradický průběh, převzato z [11]

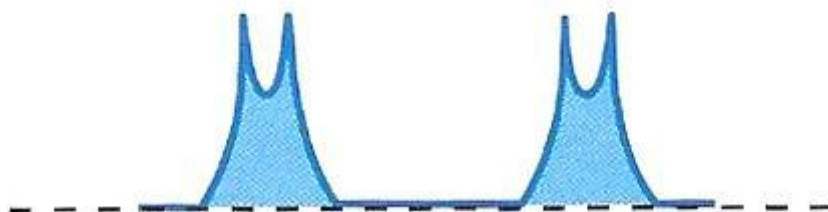


Bifazický průběh je symetrický, obdélníkový, nábojově vyvážený a pulsní. Jak si můžeme všimnout u přiloženého obrázku (Obrázek 6).



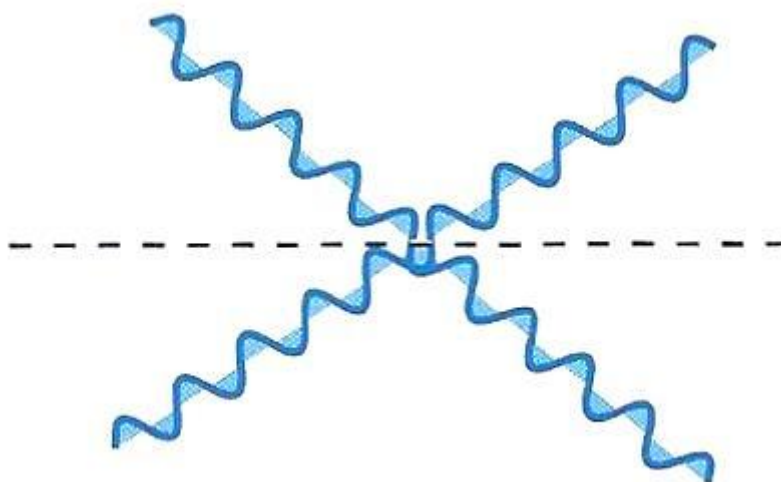
Obrázek 6: Bifazický průběh

Dvojitě pulsní průběh je monofazický, pulsní a dvojitě špičatý. Jedná se o častý průběh při vysokonapěťové stimulaci svalů.



Obrázek 7: Dvojitě pulsní průběh, převzato z [11]

Interferenční průběh bývá symetrický, sinusový a s vysokou frekvencí střídavého proudu. Jsou použity dva proudy simultánně s různými frekvencemi a interference mezi těmito proudy způsobuje amplitudovou modulaci proudu v tkáni.



Obrázek 8: Interferenční průběh, převzato z [11]

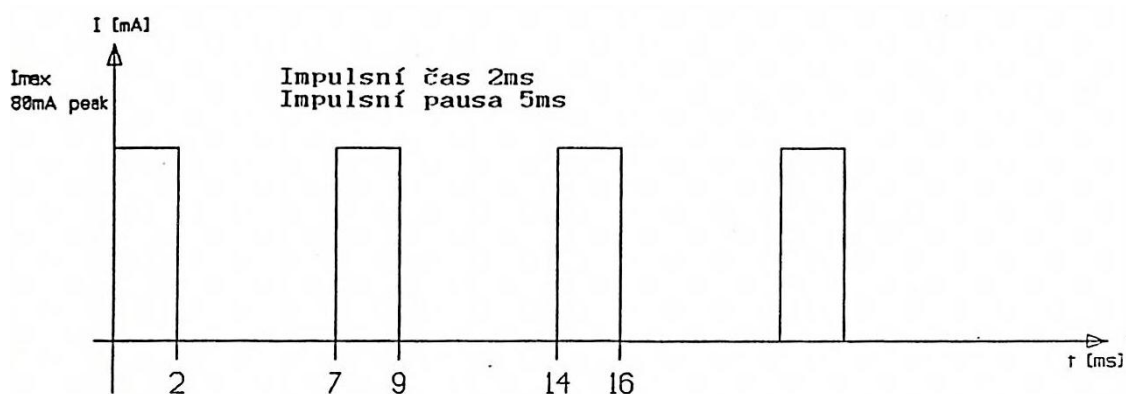
Ruský průběh bývá polyfázický s více fázemi, symetrický, sinusový a rozdělený salvami (burst) proudů. [11]



Obrázek 9: Ruský průběh, převzato z [11]

## 6.1 Träbertův proud

Träbertův proud je také v mnoha literaturách nazývaný jako proud 2-5. Jedná se o monofázický obdélníkový pulzní proud. Délka impulzu u Träbertova proudu je 2 ms a délka pauzy je 5 ms (proto proud 2-5), perioda je 7 ms a frekvence bývá přibližně 143 Hz. To vidíme na obrázku níže (viz Obrázek 10). V praxi se tento proud aplikuje na 10 až 15 minut a má výrazně analgetický účinek. Jedná se o takzvaný časný účinek, kdy se úleva při správné indikaci a následné aplikaci objeví již během aplikace nebo ihned po ní. Intenzita těchto proudů musí být na hranici tolerance pacienta a indikují se při bolestech hlavy nebo šíje, při chronických bolestech v oblasti bederní páteře nebo při poruchách prokrvení horních či dolních končetin. [3]



Obrázek 10: Träbertův proud, převzato z [14]

## 6.2 Faradayův proud

Faradayův proud je nízkofrekvenční pulsní proud. Původně se jednalo o asymetrický a bifázický proud. Frekvence proudu je mezi 30 Hz a 70 Hz a délka impulzu je 1 ms či méně, obvykle je ovšem délka impulzu více než 300  $\mu$ s. Tyto parametry jsou obvykle používány pro stimulaci inervovaných svalů, a proto se tomuto proudu říká Faradayův. Později byl tento proud pozměněn na monofázický a obdélníkový. [10]

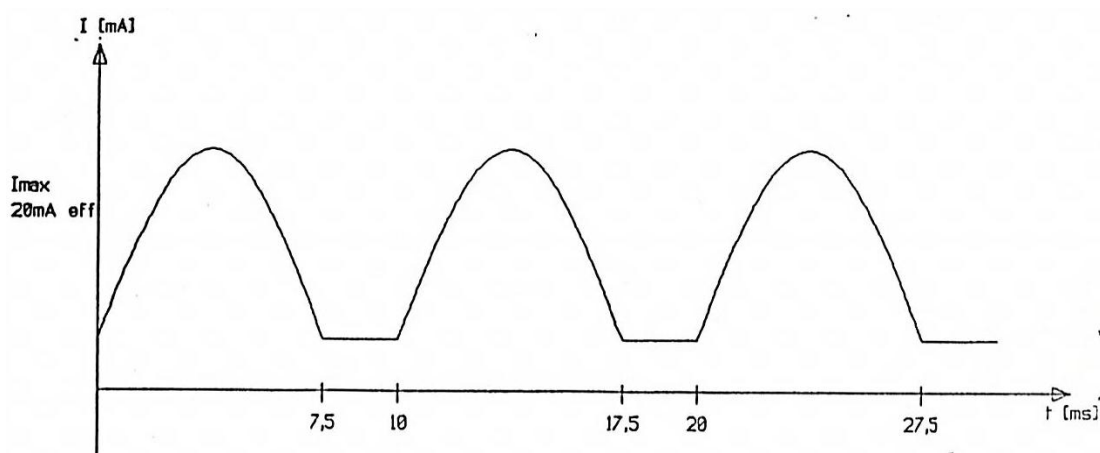
### 6.3 Diadynamické (DD) proudy

Diadynamické proudy jsou monofazické, sinusové proudy s nízkými frekvencemi. Původně bylo definováno pět druhů průběhů DD proudů podle jejich francouzského objevitele Pierra Bernanda. Těmito druhy jsou průběhy monophasé fixe (MF), diphasé fixe (DF), courtes périodes (CP), longues périodes (LP) a rythme syncopé (RS). [12] V českém překladu se podle J. Cápky [1] jedná o jednoduchý impulzní proud (MF), dvojitý impulzní proud (DF), proudy střídající se v krátké periodě (CP), proudy střídající se v dlouhé periodě (LP) a synkopový rytmický proud (RS).

DD proudy vznikají usměrněním střídavého proudu sítěové frekvence. U MF průběhu je frekvence 50 Hz s délkou impulsu 10 ms a délkou pauzy 10 ms. U DF průběhu je frekvence 100 Hz s nepřetržitou délkou sérií impulsů o 10 ms, tzn. bez pauzy. [10]

Podle J. Poděbradského a I. Vařeky [3] obsahují DD proudy dvě složky, a to složku pulzní a galvanickou. MF proud působí na pacienta převážně dráždivě v nadprahově motorické intenzitě. DF proudy působí převážně analgeticky v nadprahově senzitivní intenzitě. Zhruba po dvou minutách vzniká na tyto dva proudy adaptace, a proto se poté snižuje jejich účinnost. DD proudy by neměly být aplikovány déle než šest minut, jinak je potřeba elektrody přepólovat, tzn. změnit jejich polaritu. Dále se také musí u těchto proudů počítat s možným leptavým účinkem kvůli galvanické složce. V praxi se různé druhy DD proudů často kombinují a indikují při poruchách pohybového aparátu, poúrazových stavech, artróze, ischemické chorobě dolních končetin (ICHDK), varixech nebo neuralgiích. [3]

Na obrázku níže (Obrázek 11) vidíme diadynamický proud typu DF, jedná se tedy o dvojitý impulzní proud s frekvencí 100 Hz a délkou pauzy 0 s. Sinusový proud je částečně jednocestně usměrněný s přidanou stejnosměrnou složkou.

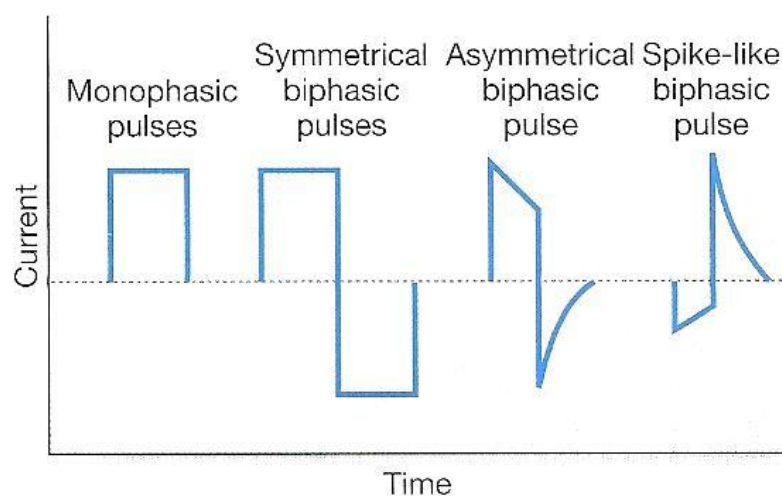


Obrázek 11: Diadynamický proud, převzato z [14]

## 6.4 Transkutánní elektroneurostimulace

Transkutánní elektroneurostimulace (TENS) je jednoduchá, neinvazivní analgetická metoda k symptomatické léčbě akutních a benigních chronických bolestí. Jedná se o aplikaci pulsních proudů k stimulaci (depolarizaci) nervových vláken přes kůži za pomoci elektrod.

Nejčastějšími průběhy u aplikace TENS jsou monofázické impulsy, symetrické a asymetrické bifázické impulsy a špičaté bifázické impulsy (kde dochází k prudkému vzrůstu). [13]



Obrázek 12: Typy TENS průběhů, převzato z [13]

Analgetický účinek má TENS při léčbě akutních bolestech, a to například u pooperačních, po námaze, v oblasti úst a obličeje po stomatologických výkonech, v oblasti podbřišku nebo dále pak po fyzickém traumatu nebo při angině pectoris.

Chronická bolest se pomocí TENS léčí při bolestech kloubů, zad, svalů, při neuropatických a nádorových bolestech, včetně bolestí u kostních metastáz a u syndromů komplexních bolestí v různých oblastech. Neanalgetické účinky TENS jsou při snížení příznaků Alzheimerovy choroby. TENS také účinkuje při pocitech nevolnosti či nutkání na zvracení (nauzea), zlepšuje krevní průtok a hojí rány. Mezi TENS kontraindikace patří srdeční implantáty jako například implantabilní kardiostimulátor, implantabilní defibrilátor, epileptičtí pacienti, dále lebeční, hrudní a maligní oblasti a oblasti poraněné kůže. [13]

Nejpoužívanějšími metodami jsou TENS konvenční, randomizovaný, burst, nízkofrekvenční a surge. TENS konvenční neboli kontinuální je konstantní pulzní proud s frekvencí od 50 Hz do 200 Hz. Jeho délka impulsu je od 70  $\mu$ s do 300  $\mu$ s a jeho intenzita je nadprahově senzitivní. TENS konvenční se aplikuje na 20 až 60 minut v závislosti na druhu použitého impulsu. Jeho výhodami jsou dobrá snášenlivost pacienty a jeho dostupnost i na levnějších přístrojích.

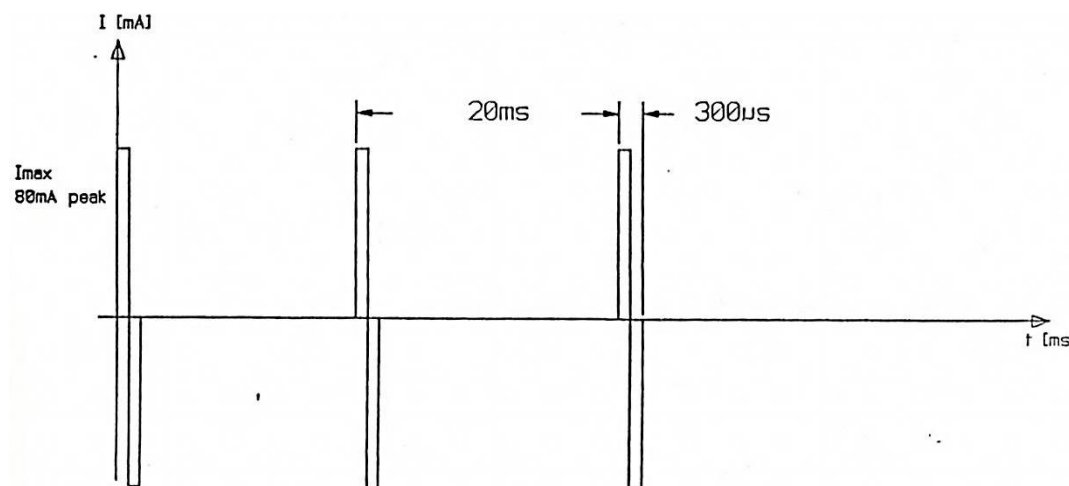
TENS randomizovaný je opět pulzní proud s náhodně kolísající frekvencí v rozsahu kolem 30%. Z toho plyne, že s frekvencí nastavenou na 100 Hz je frekvenční rozsah od 70 Hz do 130 Hz. Délka impulzu a intenzita je stejná jako u TENS konvenčního a doba aplikace je 20 minut až několik hodin. Výhodou tohoto typu TENS je, že se pacient neadaptuje a nemusí se zvyšovat intenzita.

TENS burst je pulzní proud, který se rytmicky přerušuje se základní frekvencí 100 Hz. Tímto přerušováním vznikají takzvané salvy. Délka impulzu bývá od 10  $\mu$ s do 100  $\mu$ s s pěti impulzy v jedné salvě. Počet salv neboli takzvaná burst frekvence je 1 až 10 za sekundu. Délka salvy bývá dlouhá přibližně 40 ms při pěti impulzech a intenzita bývá na hranici tolerance. Výhody TENS burst jsou jeho největší analgetický účinek a skoro žádná adaptace tkání. Nevýhodou ovšem je, že tlumí bolest jakéhokoliv původu, tedy aplikuje-li se nesprávně, může dojít k nesprávné diagnóze nemoci či k fatálním následkům. Dále je TENST burst špatně pacienty tolerován.

TENS nízkofrekvenční je pulzní proud, který má výrazně prodlouženou délku pauzy. Délka impulzu je od 100  $\mu$ s do 300  $\mu$ s a jeho frekvence bývá od 1 Hz do 10 Hz. Aplikuje se po dobu od 20 do 45 minut a využívá při tom stepu délky 5 minut. Jeho využití je v akupunktuře pro stimulaci akupunkturálních jehel (AKU-TENS) a akupunkturálních bodů (AKL-TENS).

TENS surge je konvenční TENS, který je ovšem amplitudově modulovaný. Jedná se většinou o bifazický proud s nastavitelnou délkou skupiny impulzů, a to v rozmezí 1-40 až 60 sekund. Pauza mezi těmito skupinami impulzů je 1 - 99 sekund a délka impulzu musí být od 100  $\mu$ s do 300  $\mu$ s, aby došlo k svalové kontrakci. Konstantní frekvence je 50 Hz a využití TENS surge bývá při elektrogymnastice nebo při myostimulaci. [3]

Zde na obrázku vidíme TENS s bifazickým průběhem s frekvencí 50 Hz a s délkou impulzu 300  $\mu$ s (viz Obrázek 13).

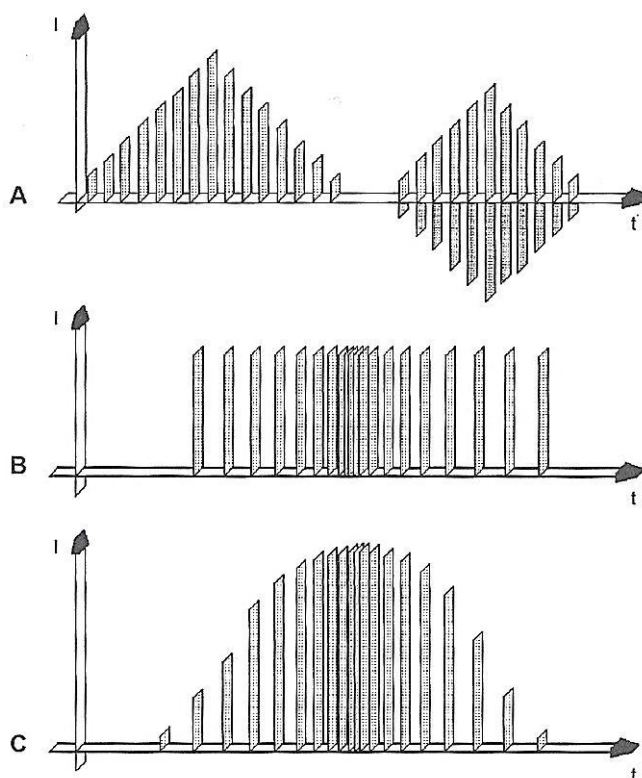


Obrázek 13: Bifazický TENS průběh, převzato z [14]

## 6.5 Interferenční proudy

Interferenční proudy jsou založeny na interferenci dvou a více středně frekvenčních proudů, kdy k tomuto jevu dochází přímo ve tkáni. Každý z těchto proudů (proudových okruhů) má odlišnou frekvenci, jeden má konstantně 5000 Hz a druhý kolísá mezi 5000 Hz až 5100 Hz. Při zkřížení těchto proudů dochází díky interferenci k takzvané diferenční nízké frekvenci, což je rozdíl obou frekvencí střídavých proudů. Jedná se o vektorový součet, který se pohybuje v rozmezí od 0 Hz do 100 Hz.

Podle J. Cápka [1] je amplitudová modulace (AM) postupné zvyšování intenzity jednotlivých impulzů do maxima a následně jejich postupné klesání k nule nebo záporných hodnot maxima. AM využívá frekvence obalových křivek, což jsou pomyslné křivky spojující vrcholy impulzů. Frekvenční modulace (FM) je postupná či náhlá změna frekvence. Tyto dva typy modulace se mohou kombinovat za vzniku monofazické amplitudové frekvenční modulace (AFM) – viz Obrázek 14.



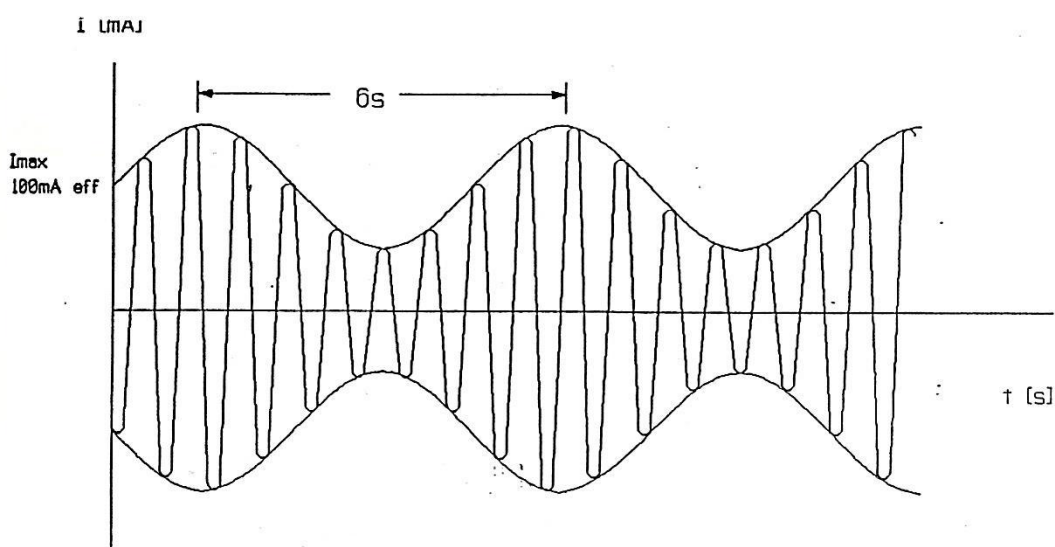
Obrázek 14: A-Amplitudová, B-frekvenční a C-kombinovaná modulace, převzato z [1]

Účinky interferenčních proudů jsou skoro stejné jako účinky nízkofrekvenčních proudů, ovlivňují látkovou výměnu v buňkách a působí na nervy a svaly. Dále zlepšují trofiku a způsobují vazodilataci neboli rozšíření cév. Při aplikaci těchto proudů se uplatňují faktory hyperemie (překrvení tkáně), analgezie (ztráta vnímání bolesti) a tonizace (stav napětí).

Výhody interferenčních proudů jsou jejich snadné překonávání kožního odporu, kdy se nenarušuje pokožka a tolerance tkáně pro malé senzitivní a motorické dráždění. Další výhodou je působení nízké frekvence v tkáni při správném uložení elektrod.

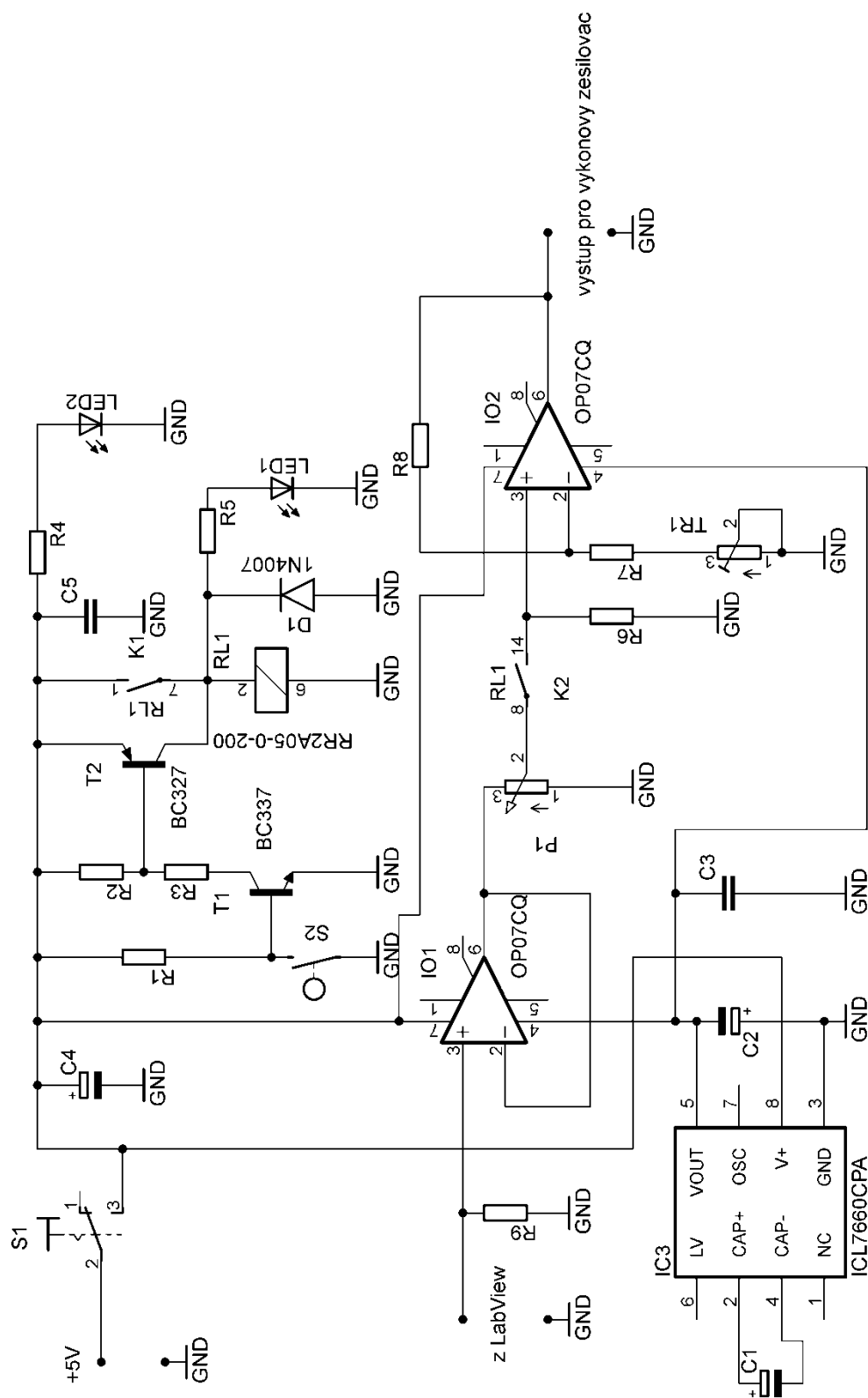
Interferenční proudy se používají při onemocnění kostí, svalů a šlach, při chorobách kloubů, cév, orgánů dutiny břišní, při neuritidách a neuralgiích a dále při hematomech, omrzlinách, astmatu a vředech po elektrickém proudu. Kontraindikacemi jsou hnisavá onemocnění kůže, krvácivé stavy, zánět dásní, Parkinsonova choroba, záněty lymfatických cest a žil, roztroušená skleróza a aktivní tuberkulóza. [1] [12]

Na přiloženém obrázku (viz Obrázek 15) vidíme bifazický středně frekvenční proud s frekvencí 8000 Hz při amplitudové sinusové modulaci.



Obrázek 15: Interferenční proud, převzato z [14]

## 7. Přípravek pro elektroléčbu



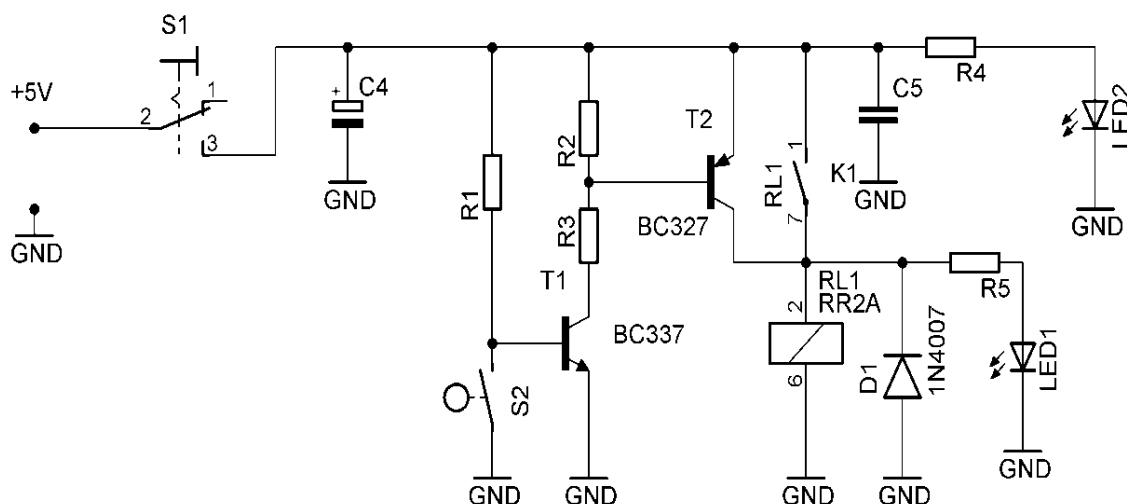
**Obrázek 16: Schéma zapojení přípravku**



## 7.1 Popis obvodu

Úkolem praktické části této bakalářské práce je navrhnout a realizovat přípravek, na který bude možno připojit zátěž simulující pacienta. Tento přípravek bude řízen z prostředí LabView.

Obvod řízený pomocí LabView je navržen tak, aby respektoval základní požadavek, které příslušná norma stanovuje na zařízení pro elektroléčbu. Při vypnutí a opětovném zapnutí přístroje je nutno napřed nastavit regulátor výstupu na nulu a poté je možno nastavit výstupní napětí (nebo proud). Proto je možno rozdělit vlastní přípravek na dvě části. Tou první je spínací obvod, který nedovolí, aby se na výstupu objevilo napětí nebo proud bez toho, že by byl regulátor nastaven na nulu a druhou částí je pak zesilovač oddělující obvod „pacienta“ od karty LabView.



Obrázek 17: Spínací část obvodu

Spínací část obsahuje pět rezistorů. Rezistory R1, R2 a R3 nastavují pracovní body tranzistorů T1 a T2 a rezistory R4 a R5 určují proud LED1 a LED2. Dále zde máme spínač (S1), dva kondenzátory C4 a C5, spínač potenciometru (S2), dva tranzistory - jeden typu NPN (T1) a druhý typu PNP (T2), jazýčkové relé (RL1), spínací diodu D1 a dvě LED diody. Dioda LED1 slouží jako indikátor pro výstupní signál a LED2 slouží jako indikátor napájení. Spínač S1 je v přípravku nahrazen zkratovací jednotkou (angl. jumper), která je pro tento případ vhodnější než klasický páčkový spínač.

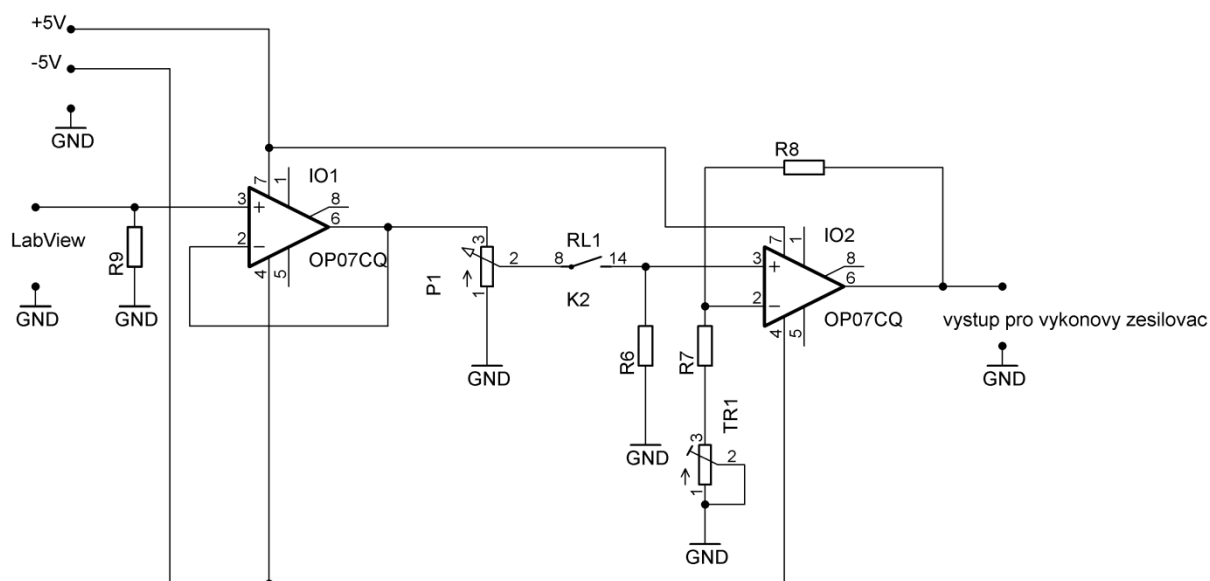
Nachází-li se spínač potenciometru v klidové poloze, je hřídel vytočena zcela vlevo a spínač je rozepnutý. V jiných polohách je spínač sepnutý. Jakmile dojde k sepnutí tranzistoru typu PNP, sepne také jazýčkové relé. Použité jazýčkové relé je extrémně spolehlivý prvek, který má zaručeno  $10^8$  sepnutí (podle výrobce) a obsahuje cívku a dva spínací kontakty.

První kontakt pracuje jako přídržný a druhý slouží ke spínání signálu na výstup zařízení. Pokud je obvod připojen ke zdroji napájecího napětí a na chvíli přemostíme přídržný kontakt, pak relé sepne a i po odstranění přemostění zůstane sepnuto. Oba spínací kontakty spínají současně. Sepne-li tedy relé, pak se na výstupu zařízení objeví i impulzy použité pro elektroléčbu. Pokud vypneme napájení relé, pak oba kontakty rozepnou. Přemostění přídržného kontaktu je ovládáno spínačem potenciometru a dojde k němu jen tenkrát, když je potenciometr ve výchozí poloze. Kondenzátory C4 a C5 jsou blokovací. Jako C4 volíme elektrolytický kondenzátor 47 $\mu$ F (doporučená hodnota), C5 je foliový kondenzátor s kapacitou 0,1 $\mu$ F (doporučená hodnota).

Tranzistory T1 a T2 pracují jako spínače. Tranzistorem T2 je na chvíli přemostěn jeden ze spínacích kontaktů relé. Po velmi krátkou dobu (tato doba je dána dobou sepnutí kontaktů relé, která je v tomto případě okolo 1 ms) přes něj protéká proud protékající cívkou relé. Tranzistor T1 řídí spínání tranzistoru T2 pomocí spínače, který je součástí potenciometru, kterým je nastavováno výstupní napětí z přípravku. Zapojení spínačů vidíme na obrázku se spínací částí obvodu (Obrázek 17).

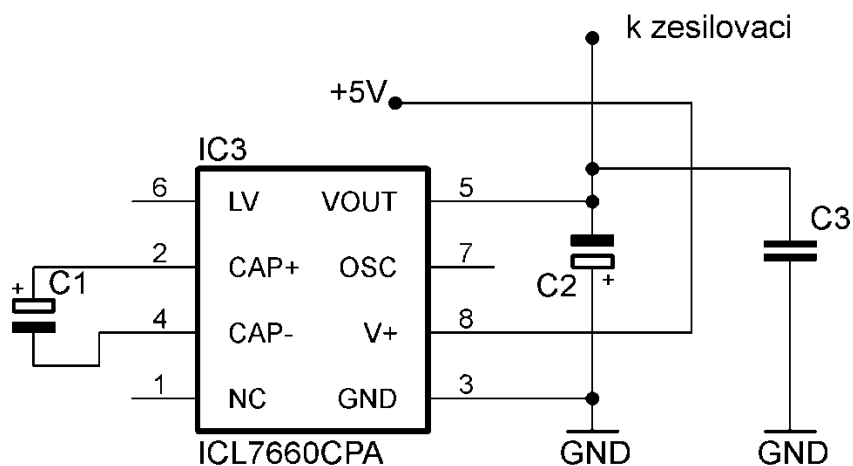
Zde je nutno říci, že na zmíněném obrázku je označení kontaktů následující: Kontakt S1 je součástí potenciometru, kontakt K1 je spínací kontakt relé a má zde funkci přídržného kontaktu. Druhý spínací kontakt jazýčkového relé není na tomto obrázku nakreslen (je součástí další části přípravku, pro činnost této části není podstatný).

Funkce této spínací části je tedy následující: Pokud není potenciometr vytočen do klidové polohy, pak je spínač S1 sepnut. Tranzistor T1 je uzavřen a uzavřen je také tranzistor T2. Pokud bylo až do tohoto okamžiku sepnuto relé RL1, byl sepnut jeho kontakt K1 i kontakt K2. Kontakt K1 zajišťoval připojení cívky relé ke zdroji a kontakt K2 přenos signálu. Pokud nyní vypneme napájení 5V, pak cívkou relé přestane procházet proud, kontakty K1 a K2 rozepnou. Když nyní opět připneme napájení, pak pokud je potenciometr v jiné, než klidové poloze, pak jsou uzavřeny oba tranzistory a relé nemůže sepnout. Když nyní otočíme potenciometrem tak, že se dostane do klidové polohy, pak se spínač S1 rozepne, sepne tranzistor T1 a tím i tranzistor T2, přes cívku relé začne procházet proud, kontakty K1 a K2 sepnou a nyní již poloha potenciometru neovlivní činnost relé. Zapnutí napájecího napětí signalizuje LED2, sepnutí relé LED1. Dioda D1 je rychlá spínací dioda, která chrání LED1 před překmitem, který vznikne při odpojení napájení relé.



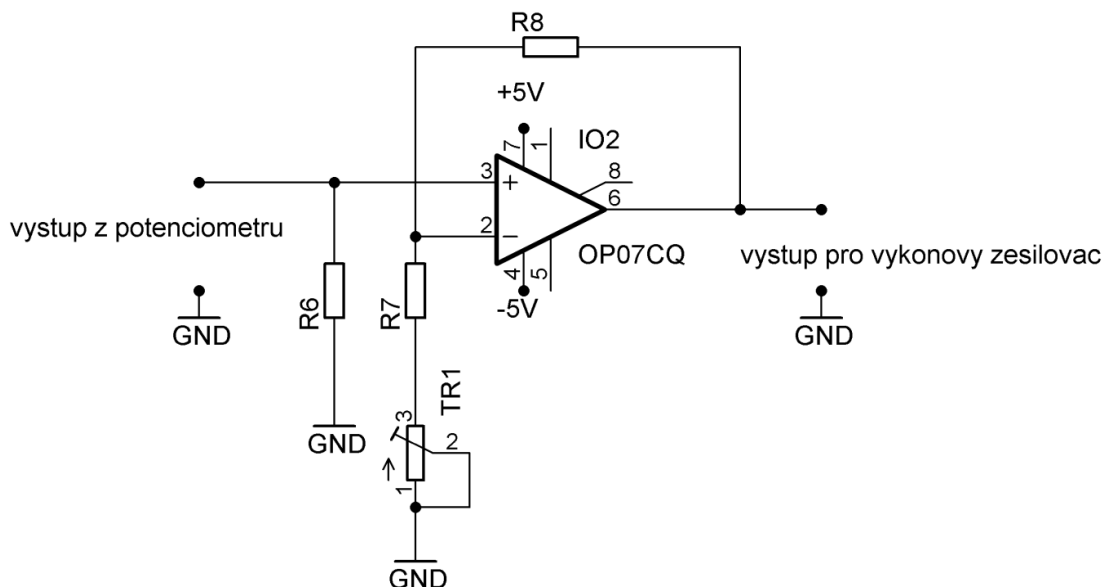
Obrázek 18: Regulační část obvodu

Ve druhé části obvodu jsou použity dva operační zesilovače. První z nich je zapojen jako impedanční transformátor (IO1), druhý pak jako neinvertující zesilovač (IO2). Impedanční transformátor slouží k oddělení karty LabView od přípravku (má velký vstupní odpor a zesílení rovno jedné), neinvertující zesilovač je použit pro úpravu úrovně signálu pro případný koncový stupeň řízeného generátoru impulzů pro elektroléčbu.



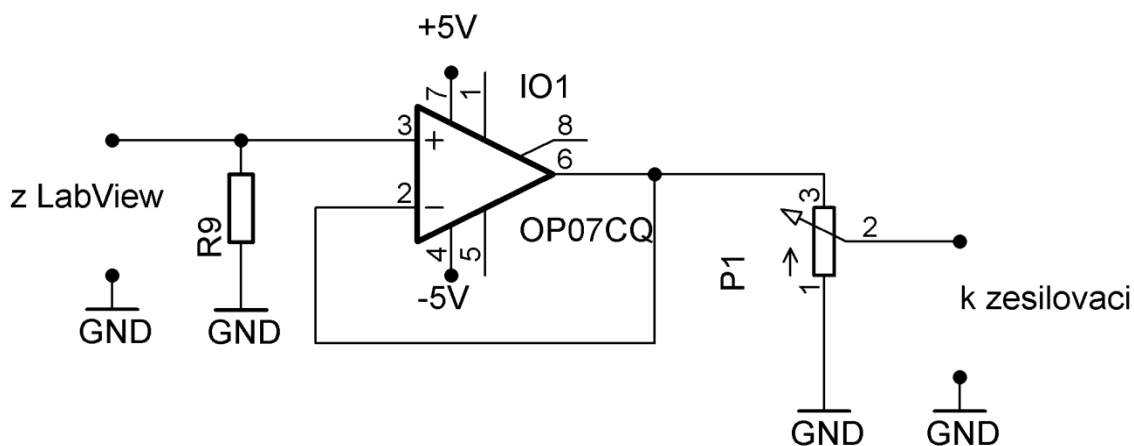
Obrázek 19: Napěťový měnič

Pro vytvoření záporného napětí (operační zesilovače jsou napájeny symetricky) je použit obvod ICL7660CPA (IC3). Zapojení měniče vidíme na obrázku, kde je použito doporučené zapojení od výrobce (viz Obrázek 19). Hodnoty jednotlivých kondenzátorů jsou  $C1 = 10 \mu\text{F}$ ,  $C2 = 47 \mu\text{F}$  a  $C3 = 0,1 \mu\text{F}$ . Všechny uvedené hodnoty jsou podle doporučení výrobce.



Obrázek 20: Neinvertující zesilovač

Neinvertující zesilovač má vysoký vstupní odpor a výstupní signál je ve fázi se vstupním signálem. V obvodu zesilovače jsou tři rezistory a trimr (TR1), kterým manuálně nastavujeme zesílení tohoto zesilovače a tím i maximální úroveň napětí na jeho výstupu při nastaveném regulátoru úrovně signálu na maximum.



Obrázek 21: Impedanční transformátor

Na výstup operačního zesilovače pracujícího jako impedanční transformátor, je připojený potenciometr (P1) plnící úlohu regulátoru velikosti výstupního signálu. Nastavení se provádí vně přípravku a je tedy snadno měnitelné. Potenciometr je před zapnutím přípravku vždy potřeba otočit na nulovou hodnotu, protože jinak se na výstupu přípravku neobjeví žádný signál.

Tato základní funkce generátorů pro elektroléčbu požadovaná příslušnou normou vychází z toho, že pacient při elektroléčbě průchod proudu vnímá. Pokud by tedy přístroj pracoval tak, že by po jeho zapnutí začal okamžitě protékat proud obvodem pacienta, pocítil by pacient zapnutí přístroje jako úder elektrickým proudem, což není možné. Za normálních okolností je proud zvyšován postupně a pacient je upozorněn na skutečnost, že průchod proudu začne pociťovat a na tuto skutečnost se adaptuje. Tento postup musí být zachován i při novém zapnutí přístroje.

## 7.2 Výpočty obvodu a hodnoty součástek

### Zesilovače:

- Volba typu použitého operačního zesilovače vycházela z následujících požadavků:
  1. Neměl by být citlivý na statickou elektřinu.
  2. Neměl by mít velkou vlastní spotřebu.
  3. Měl by být snadno dostupný.
  4. Měl by mít tak velký vlastní vstupní odpor, který by výrazně neomezoval velikost prvků operační sítě k němu připojených.
  5. S ohledem na to, že navržený přípravek je vlastně experimentální zařízení, bylo vhodné, aby byl v pouzdru DIL8 a bylo možno použít patici.
- Na základě toho byl zvolen typ OP07CQ, který všem výše uvedeným požadavkům vyhovuje.
- První stupeň je tvořen operačním zesilovačem, který je zapojen jako impedanční transformátor. Zde je pouze potřeba vybrat vhodný typ operačního zesilovače, protože obsahuje 100 % zápornou zpětnou vazbu a neobsahuje žádné další součástky.
- Druhý stupeň je tvořen neinvertujícím zesilovačem. Obecný vztah pro výpočet zesílení neinvertujícího zesilovače je:

$$A = 1 + \frac{R_2}{R_1}, \quad (1)$$

kde je:

$R_2$  odpor zapojený mezi výstup zesilovače a jeho invertující vstup

$R_1$  odpor zapojený mezi invertující vstup zesilovače a zem

- Pokud do tohoto vztahu dosadíme prvky z navrhovaného obvodu, dostáváme:

$$A = 1 + \frac{R_8}{R_7 + TR_1}$$

- Výstupní napětí z LabView zvolíme 1V. Jak velké výstupní napětí z našeho přípravku získáme, bude záviset na typu použitých operačních zesilovačů. Zde v podstatě existují dvě možnosti. U běžných operačních zesilovačů je maximální velikost výstupního napětí (bez zkreslení) zhruba o 1 až 1,5 V menší než je napětí napájecího zdroje. U operačních zesilovačů typu „rail-to-rail“ (označení používané v anglosaské literatuře) je maximálně dosažitelné výstupní napětí blízké napětí napájecího zdroje (je zhruba o 0,1V menší).
- Pokud tedy použijeme běžný operační zesilovač, pak při napájecím napětí  $\pm 5V$  může být maximální výstupní napětí bez zkreslení v rozmezí  $\pm 3,5V$  až  $\pm 4V$  v závislosti na použitém typu zesilovače. Maximální zesílení neinvertujícího stupně tedy může být

$$A_{max} = 3 \text{ až } 3,5$$

- Minimální vstupní odpor zesilovače, který je určen výrobcem a je uveden v katalogovém listu, má hodnotu:

$$R_{vst \min} = 20 \text{ M}\Omega$$

- Pro maximální velikost R8 nemáme žádné omezení (s ohledem na běžně dodávané hodnoty součástek). Hodnota v řadě E12, kterou volím je  $R8 = 33 \text{ k}\Omega$ . Zde je nutno říci, že všechny vztahy související s operačními zesilovači uváděné v literatuře byly odvozeny pro operační zesilovače ideální. Ideální operační zesilovač má nekonečně velký vstupní odpor, nulový výstupní odpor, má nekonečně velké zesílení, pracuje v rozsahu kmitočtů od nuly do nekonečna a nemá omezeno výstupní napětí napětím napájecího zdroje. Aby výpočtové vztahy platily, je nutno přizpůsobit velikosti hodnot součástek v operační síti skutečným parametrům použitého zesilovače.
- Hodnoty zbývajících součástek, tedy R7 a TR1 určíme takto:  
Má-li být zesílení neinvertujícího zesilovače rovno 3, pak musí platit, že

$$\frac{R8}{R7 + TR1} = 2$$

$$R8 = 2(R7 + TR1)$$

$$\frac{R8}{2} = R7 + TR1 = 16,5 \text{ k}\Omega$$

Rozdělením této hodnoty na pevný rezistor R7 a nastavitelný rezistor TR1 získáme rozsah nastavení zesílení neinvertujícího zesilovače.

Pokud zvolíme  $R7 = 12 \text{ k}\Omega$  (tato hodnota existuje v řadě E12), velikost odporového trimru  $TR1 = 5 \text{ k}\Omega$  (tato hodnota se vyrábí – podle katalogu GM Electronic), pak bude možno nastavit zesílení tohoto stupně:

$$A_{min} = \frac{33 * 10^3}{12 * 10^3 + 5 * 10^3} = 2,94$$

$$A_{max} = \frac{33 * 10^3}{12 * 10^3 + 0} = 3,75$$

Nula ve jmenovateli zlomku znamená, že  $TR1$  je nastaven na minimální hodnotu odporu, což je přibližně nula (ve skutečnosti mezi běžcem a odporovou dráhou zůstává odpor, který jsme zanedbali). Tento regulační rozsah vyhovuje.

### **Potenciometr:**

- Potenciometr  $P1$  musí být lineární a musí mít vypínač. Hodnotu jeho odporu zvolíme tak, aby nezatěžoval zbytečně výstup impedančního transformátoru. Z existujících hodnot (viz katalog součástek GM Electronic) jsme zvolili hodnotu  $50 \text{ k}\Omega$  a použijeme typ  $PC16MSK050$ .

### **Jazyčkové relé:**

- Použité jazyčkové relé musí mít dva spínací kontakty. Musí také pracovat při naší použitém napájecím napětí  $5 \text{ V}$ . Odpor cívky relé pro pracovní napětí  $5 \text{ V}$  je  $R = 140 \text{ }\Omega$  (viz katalogový list výrobce). Proud procházející cívkou je podle Ohmova zákona  $I = U / R = 5 / 140 = 36 \text{ mA}$ .

### **Tranzistory (T1 a T2):**

- Hodnota rezistoru  $R2$  má vliv na zbytkový proud tranzistoru  $T2$  a také ovlivňuje rychlost jeho spínání. Obvykle se používá při menších kolektorových proudech hodnota  $10 \text{ k}\Omega$  (doporučení z praxe). Tuto hodnotu použijeme i my.
- Maximální proud procházející tranzistorem  $T1$  při napětí  $U = 5 \text{ V}$  je  $I_{max} = 36 \text{ mA}$ . Velikost tohoto proudu je dána odporem cívky relé (viz předchozí výpočet).
- Pro  $T1$  je minimální proudový zesilovací činitel podle katalogového listu  $h_{FE \min} = 100$ .
- Proud báze  $T2$  potřebný pro to, aby při kolektorovém proudu  $36 \text{ mA}$  (proud cívkou relé) dokonale sepnul, vypočítáme ze vztahu:

$$I_{bN T2} = \frac{I_{kmax}}{h_{FE}} \cdot S, \quad (2)$$

kde  $s$  je činitel nasycení, který zahrnuje variabilitu parametrů tranzistorů stejného typu a závislost  $h_{FE}$  na pracovním bodu. Obvyklá hodnota  $s$  je 2.  $I_{kmax}$  je maximální. Po dosazení dostaneme:

$$I_{bNT2} = \frac{36 \cdot 10^{-3}}{100} \cdot 2 = 7,2 \cdot 10^{-4} = 0,72 \text{ mA}$$

- Celkový proud procházející rezistorem  $R_3$  je dán součtem proudu báze T2 a proudu rezistorem  $R_2$  :

$$I_{celk} = I_{bNT2} + I_{R2} \quad (3)$$

$$I_{R2} = \frac{U_{R2}}{R_{R2}} = \frac{0,6}{10^4} = 6 \cdot 10^{-5} = 60 \mu A$$

$$I_{celk} = 0,72 + 0,006 = 0,726 \text{ mA}$$

Hodnoty napětí  $U_{R2} = 0,6 \text{ V}$  a  $U_{T1} = 0,1 \text{ V}$  byly odečteny z charakteristik tranzistoru T2 (BC327).  $U_{T1}$  je napětí na tranzistoru T1 při sepnutí.

- Dále vypočítáme hodnotu daného rezistoru  $R_3$ .

$$U_{R3} = U_b - U_{besT2} - U_{kesT1} \quad (4)$$

$$U_{R3} = 5 - 0,6 - 0,1 = 4,3 \text{ V},$$

kde je:

$U_b$  - napětí napájecího zdroje

$U_{besT2}$  - saturační napětí mezi bází a emitorem tranzistoru T2 (0,6V)

$U_{kesT1}$  - saturační napětí mezi kolektorem a emitorem tranzistoru T1 (0,1V)

Hodnoty saturačních napětí byly odečteny z charakteristik příslušných tranzistorů.

$$R_3 = \frac{U_{R3}}{I_{R3}} \quad (5)$$

$$R_3 = \frac{4,3}{7,26 \cdot 10^{-4}} = 5,92 \cdot 10^3 = 5,92 \text{ k}\Omega$$

Z řady hodnot E12 zvolíme pro  $R_3 = 5,6 \text{ k}\Omega$ . To způsobí o trochu větší nasycení T2, obvod však bude funkční.

### Napájení LED

- Na přípravku jsou dvě LED. Jedna z nich signalizuje připojení napájení (zapnutí přípravku), druhá pak přenos signálu z LabView přes přípravek. Obě mají stejné vlastnosti, liší se jen barvou.



Jejich základní údaje jsou následující:

$$I_{LED} = 2 \text{ mA}$$

$$U_{AK} = 1,9 \text{ V (při } I_{LED} = 2 \text{ mA)} - \text{ viz příslušný katalogový list}$$

- Hodnoty rezistorů  $R_4$  a  $R_5$  vypočítáme z následujících rovnic:

$$R_4 = \frac{U_b - U_{LED1}}{I_{LED1}} = \frac{5 - 1,9}{2 \cdot 10^{-3}} = \frac{3,1}{0,002} = 1550 \Omega = 1,55 \text{ k}\Omega$$

$$R_5 = \frac{U_b - U_{LED2}}{I_{LED2}} = \frac{5 - 1,9}{2 \cdot 10^{-3}} = \frac{3,1}{0,002} = 1550 \Omega = 1,55 \text{ k}\Omega,$$

kde je:

$U_b$  - napětí napájecího zdroje

$U_{LED}$  - úbytek napětí mezi anodou a katodou LED v propustném směru při definovaném proudu (v našem případě jsou to 2 mA).

### **Rezistory R1 a R6**

$$I_{kmaxT1} = 8,4 \cdot 10^{-4} \text{ mA}$$

$$I_1 = \frac{U_{besT2}}{R_2} = \frac{0,6}{10^4} = 6 \cdot 10^{-5} \text{ mA}$$

$$I_2 = \frac{U_b - U_{besT2}}{R_3} = \frac{5 - 0,6}{5,6 \cdot 10^3} = \frac{4,4}{5,6 \cdot 10^3} = 7,8 \cdot 10^{-4} \text{ mA}$$

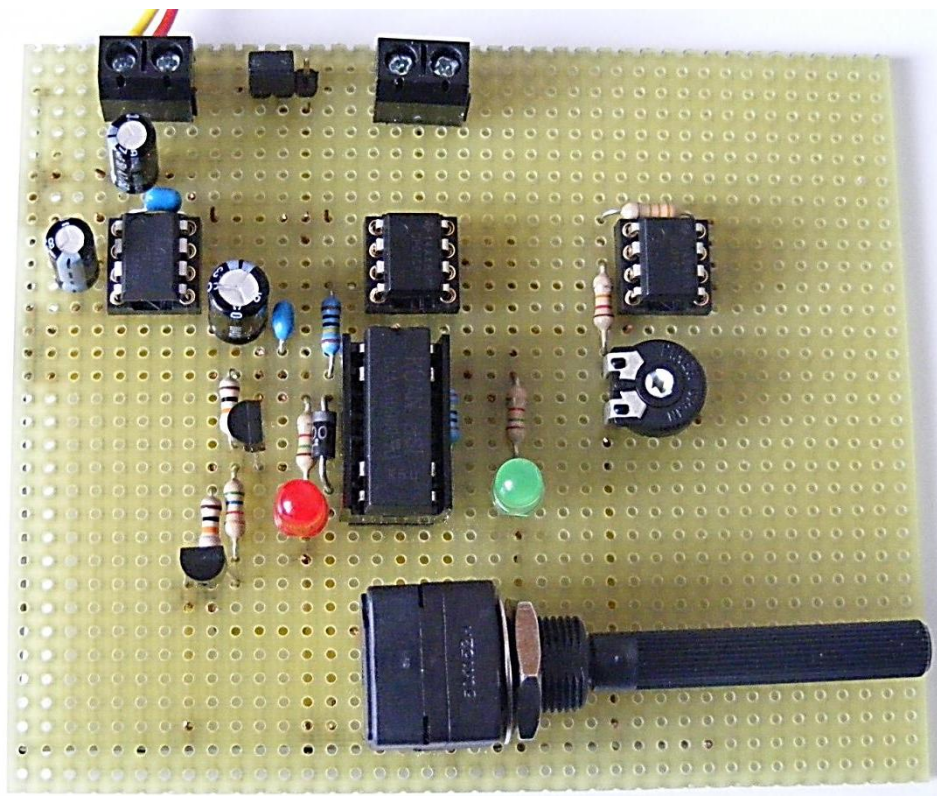
$$I_{bnT1} = \frac{I_{kmaxT1}}{h_{FE}} \cdot s = \frac{8,4 \cdot 10^{-4}}{100} \cdot 5 = 4,2 \cdot 10^{-5} \text{ mA}$$

$$R_1 = \frac{U_b - U_{besT1}}{I_{bnT1}} = \frac{5 - 0,6}{4,2 \cdot 10^{-5}} = \frac{4,4}{4,2 \cdot 10^{-5}} = 100 \text{ k}\Omega$$

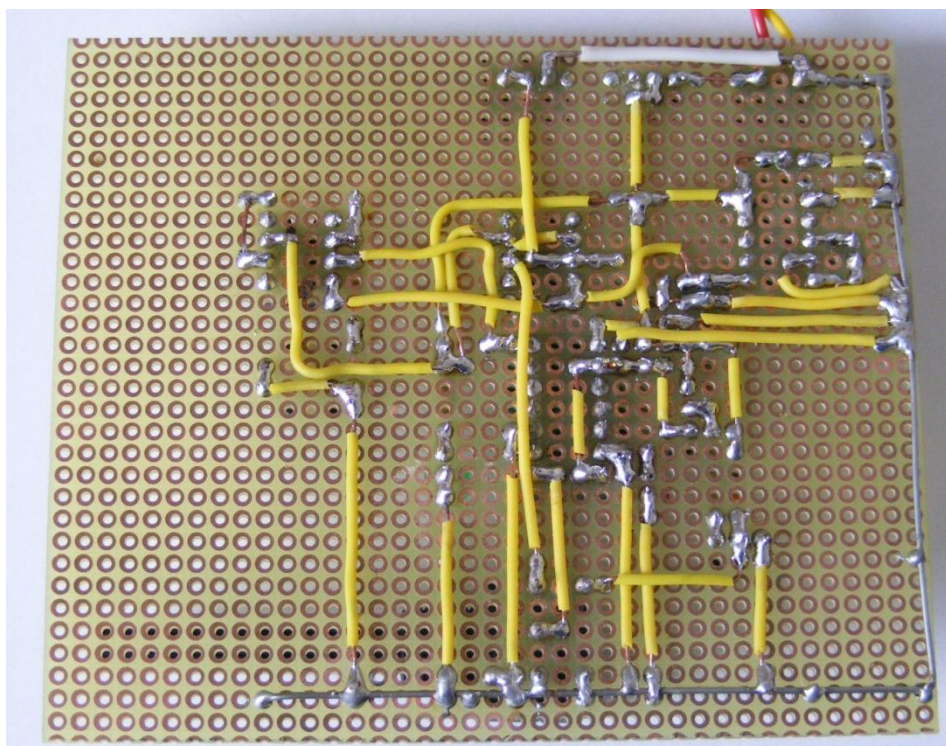
- U operačních zesilovačů je nutno pro jejich správnou funkci dodržet podmínku, že jejich vstupní obvod je uzavřen pro stejnosměrný proud. Pokud není tato podmínka dodržena, pak nebude na jejich výstupu stabilní nula při nulovém napětí na jejich vstupu (např. při odpojeném vstupu). U neinvertujícího zesilovače (IO2) při rozpojeném kontaktu K2 nastává právě tento stav. Aby nenastalo kolísání nuly na jeho výstupu, je na jeho vstup připojen rezistor R6. Ten by měl mít takovou hodnotu, aby nezatěžoval výstup potenciometru P1. Potenciometr P1 má odpor 50 k $\Omega$ . Aby bylo možno považovat jeho výstup naprázdno, zvolili jsme hodnotu  $R6 = 1 \text{ M}\Omega$ .

[16]

## 8. Realizace přípravku pro elektroléčbu



Obrázek 22: Osázené součástky na desce

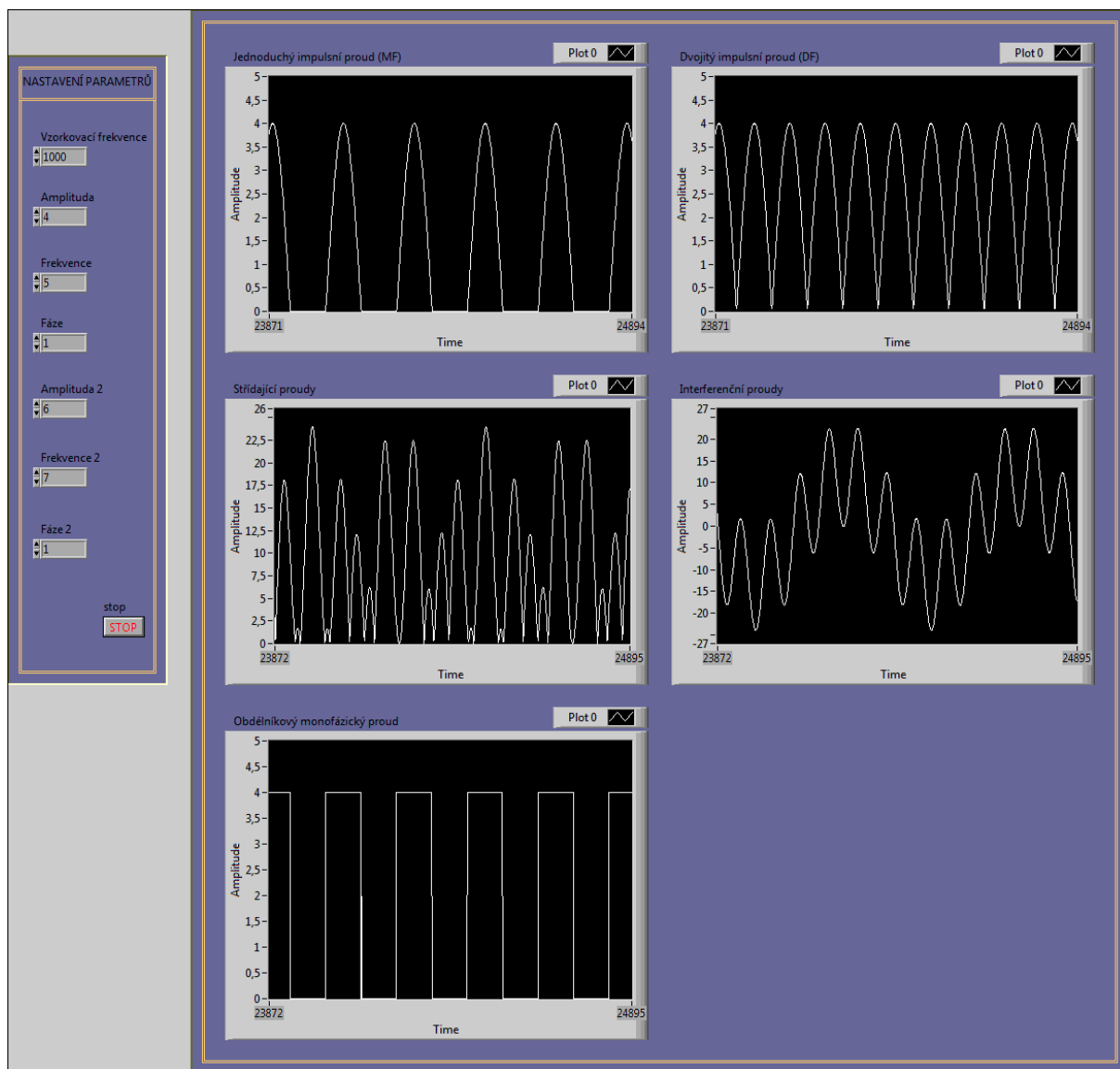


Obrázek 23: Propojení součástek

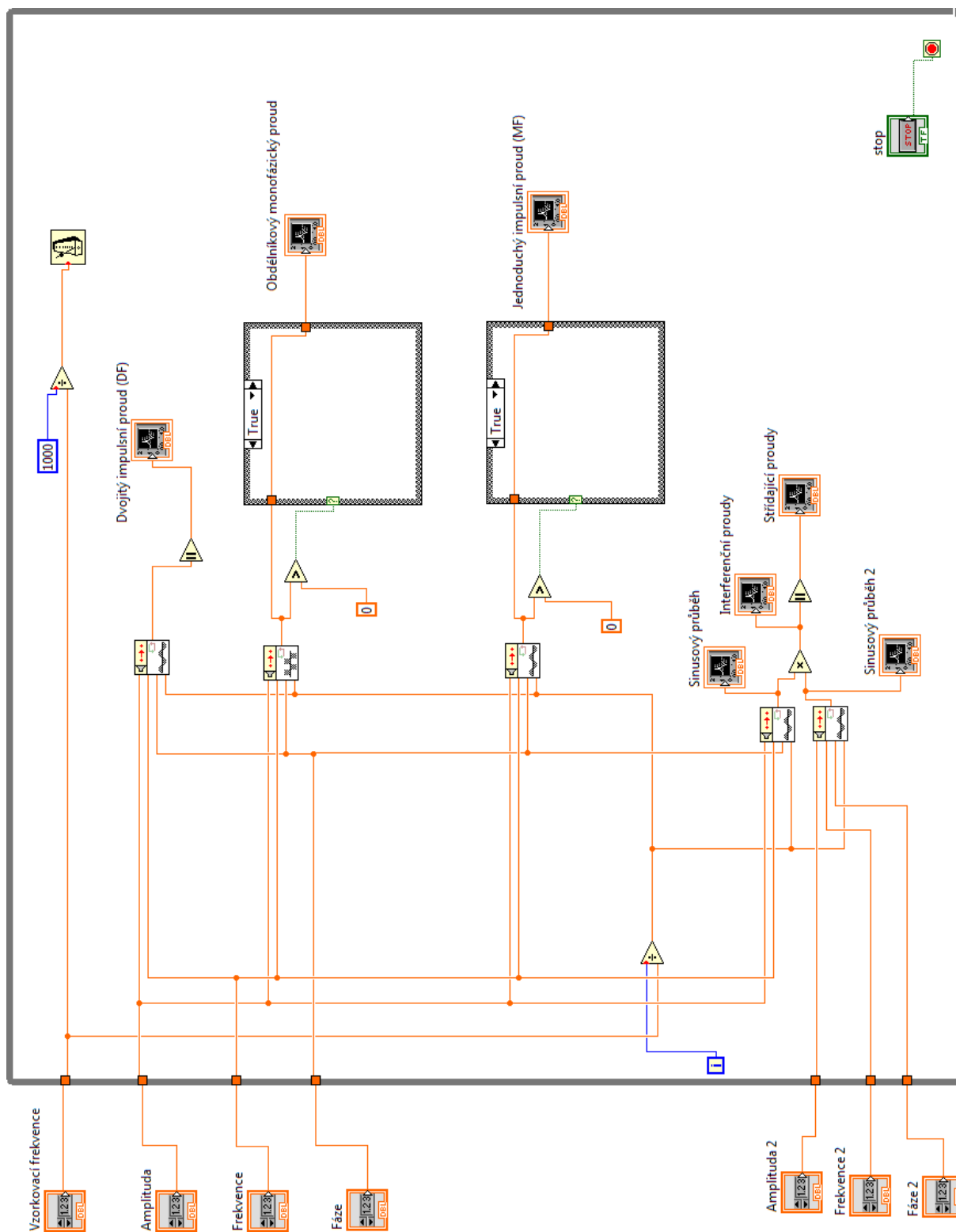
## 9. Generátor pro elektroléčbu z prostředí LabView

LabView (z angl. Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench) je programovací a vývojové prostředí americké firmy National Instruments (NI). Jedná se tedy o „laboratorní pracoviště virtuálních přístrojů“, které používá „grafický“ jazyk (G-jazyk). Využití prostředí LabView je velmi rozmanité a je vhodné pro tvorbu jednoduchých i složitých systémů. Příkladem může být měření a analýza signálů, řízení a vizualizace technologických procesů, atd. Uživatelské prostředí se skládá ze dvou oken, z čelního panelu (angl. Front panel) a z blokového diagramu (angl. Block Diagram). Čelní panel slouží jako uživatelské rozhraní, kde nastavujeme vzhled, parametry a ovládáme měřicí přístroj. V blokovém diagramu, který je zdrojovým kódem, definujeme algoritmus programu a jednotlivé prvky zde propojujeme. [17]

Na následujících dvou stránkách můžeme vidět obrázek s čelním panelem simulátoru pro elektroléčbu (Obrázek 24) s jeho blokovým diagramem (Obrázek 25). Tento simulátor vytváří pět různých typů proudů, které se v elektroléčbě využívají. Jsou to jednoduchý impulsní proud (MF) a dvojitý impulsní proud (DF), které patří mezi diadynamické proudy a dále jsou to střídající proudy, interferenční proudy a obdélníkový monofázický proud. Navržený simulátor nám předvádí jednotlivé druhy proudů včetně interferenčních, ke kterým jsou za normálních okolností potřeba čtyři elektrody.

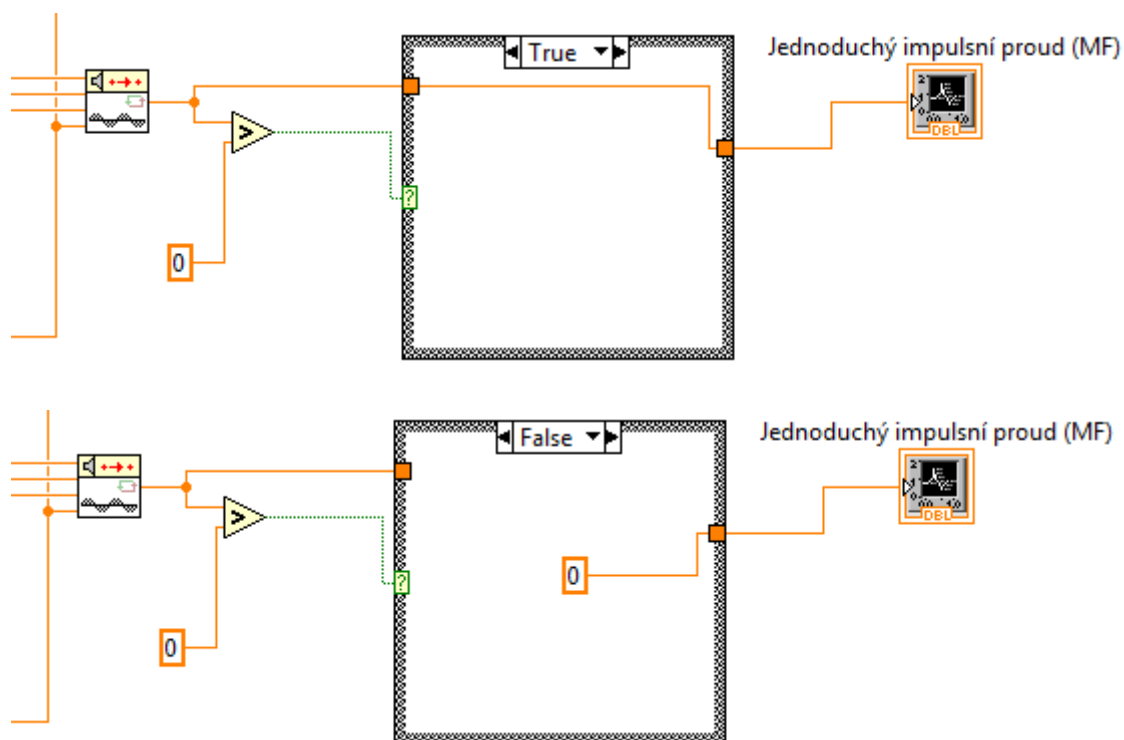


Obrázek 24: Čelní panel simulátoru



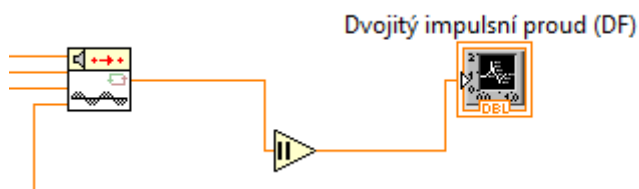
Obrázek 25: Blokový diagram simulátoru

Celý simulátor pracuje v cyklu while, který opakuje algoritmus až do ukončení podmínky. Iterační terminál (i) poskytuje aktuální počet dosud vykonaných cyklů. Zobrazujeme zde pět různých druhů signálů, a to jednoduchý impulsní proud (MF), dvojitý impulsní proud (DF), střídající proudy, interferenční proudy a Träbertův proud. K nastavení základních parametrů slouží vzorkovací frekvence udávající počet vzorků, amplituda udávající maximální hodnotu vln, frekvence udávající počet kmitů za jednotku času a fáze.



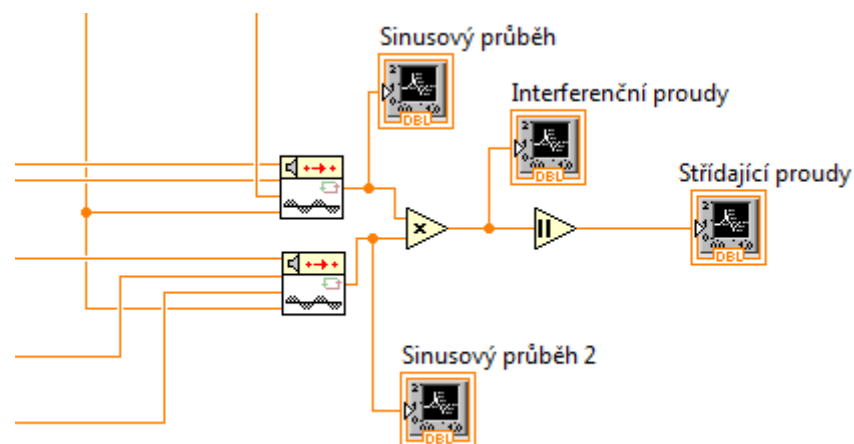
Obrázek 26: MF proud - stavy True a False

Jednoduchý impulsní proud (MF) využívá strukturu Case, neboť je potřeba pracovat s větvením programu podle podmínek. Obsluha každé podmínky je řešena v samostatném rámci (Frame). Signál je nejdříve porovnáván, zdali je větší než nula. Pokud ano (stav True - logická 1), zobrazí se signál, pokud ne (stav False - logická 0), je potřeba použít nulu. To vidíme na přiloženém obrázku (Obrázek 26).



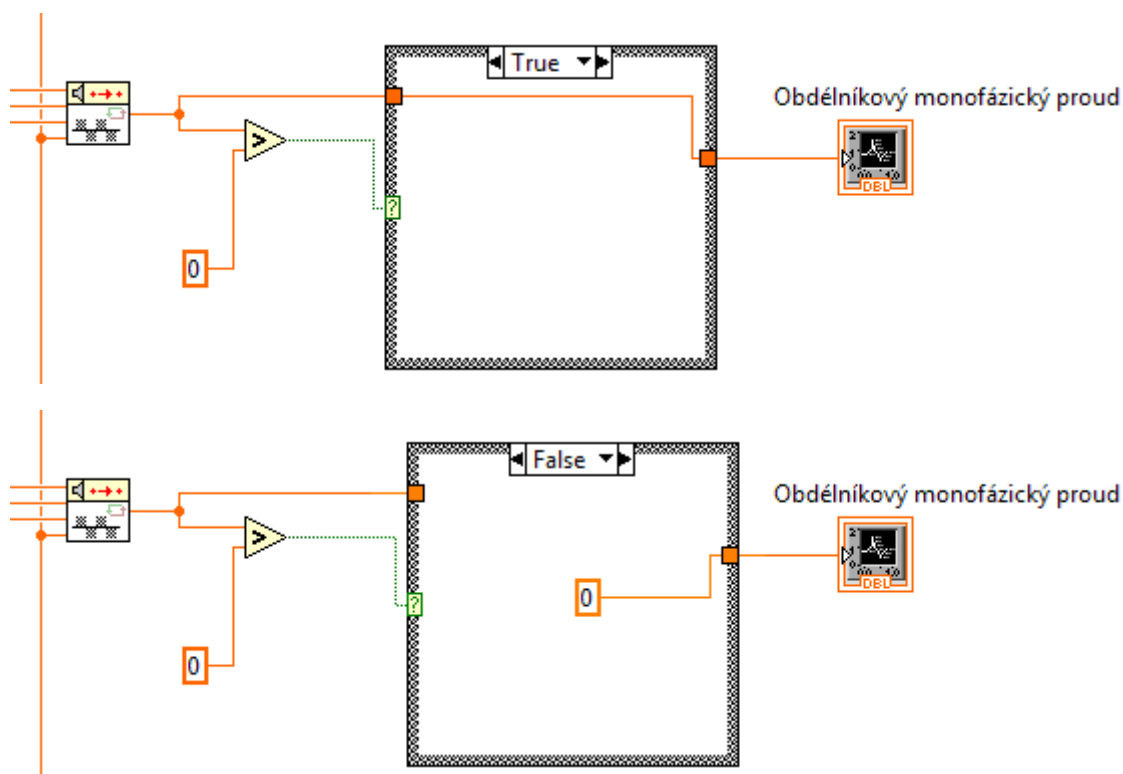
Obrázek 27: DF proud

U dvojitého impulsního proudu (DF) je použita absolutní hodnota k odstranění záporných složek signálu.



Obrázek 28: Interferenční a střídající proudy

K vygenerování střídajících proudů bylo potřeba vynásobit dva sinusové průběhy s různými frekvencemi, amplitudami a fázemi. Dále bylo potřeba využít absolutní hodnoty k odstranění záporných složek signálu. K vygenerování interferenčních proudů bylo potřeba využít pouze násobení předchozích dvou sinusových průběhů s od sebe odlišnými parametry. To můžeme vidět na společném obrázku (Obrázek 28).



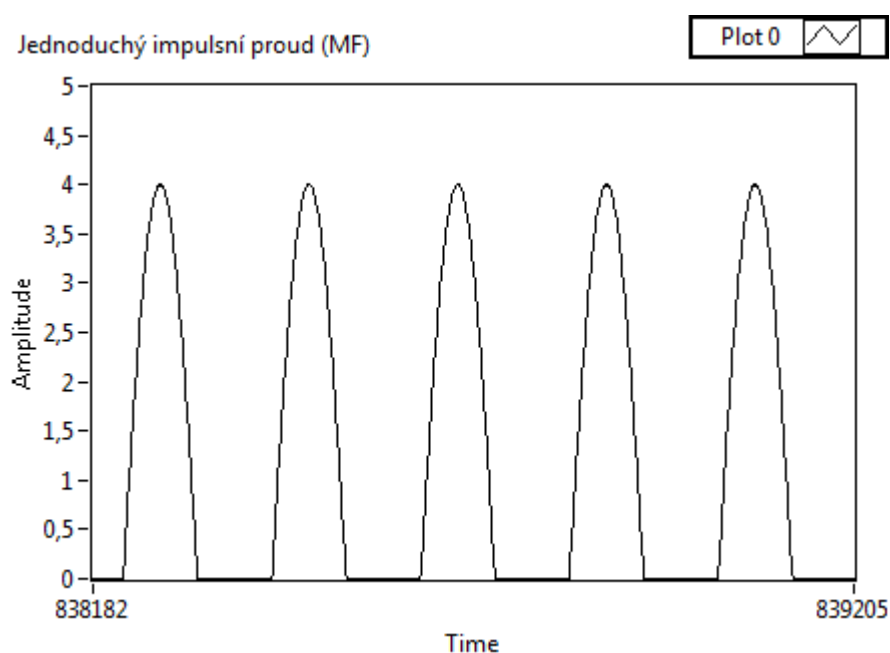
Obrázek 29: Obdélníkový monofázický proud

Obdélníkový monofázický proud využívá strukturu Case, stejně jako blok pro generování jednoduchého impulsního proudu (MF). Opět zde máme větvení programu podle podmínek a dva rámce - True a False. Blok se tedy liší pouze obdélníkovým generátorem impulsů (viz Obrázek 29).

Námi ověřené parametry pro správnou funkčnost simulátoru jsou:

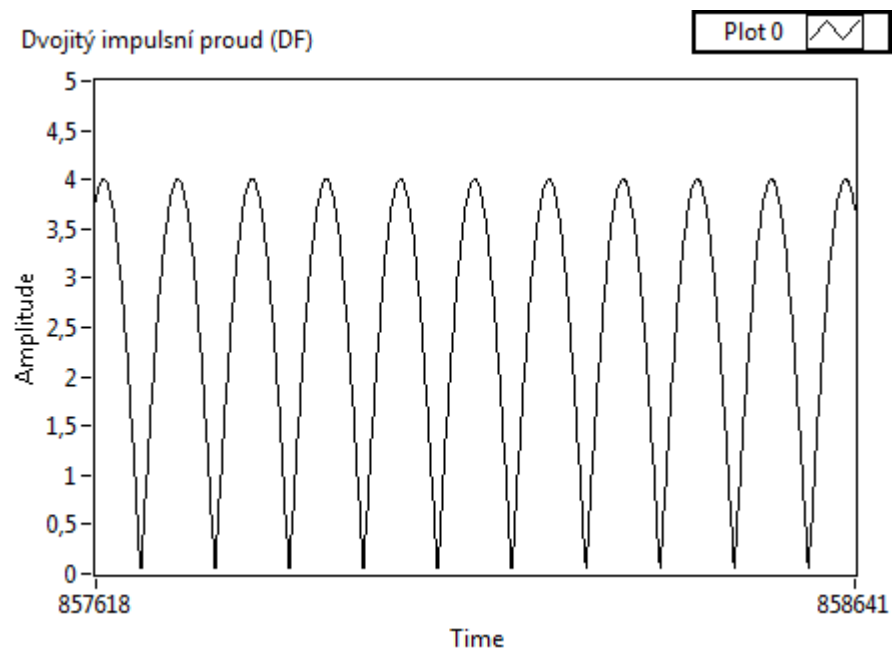
- vzorkovací frekvence = 1000
- amplituda = 4
- frekvence = 5 Hz
- fáze = 1
- amplituda 2 = 6
- frekvence 2 = 7 Hz
- fáze 2 = 1

Na následujících obrázcích vidíme výsledné tvary signálů našeho simulátoru:

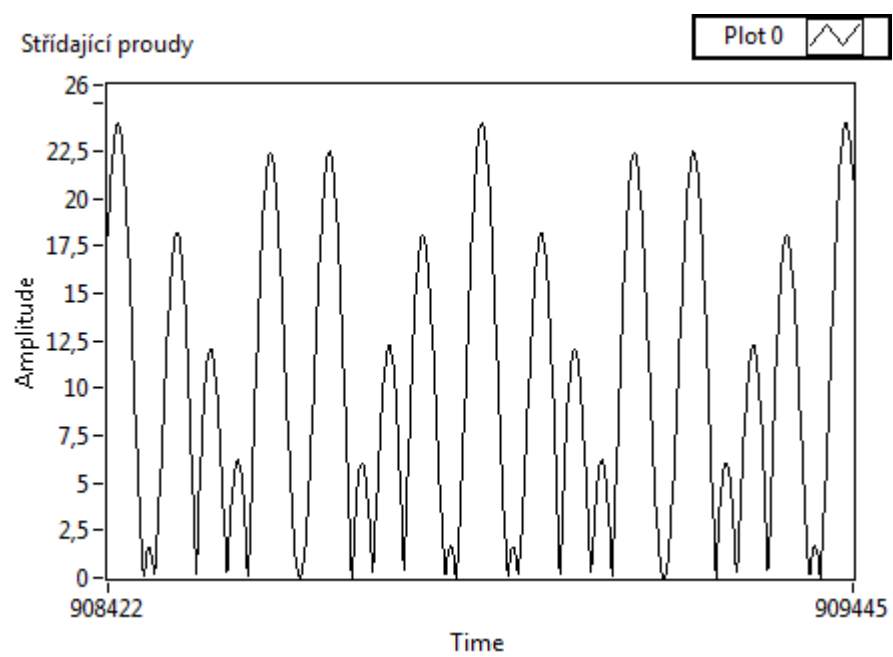


Obrázek 30: Výsledný MF proud

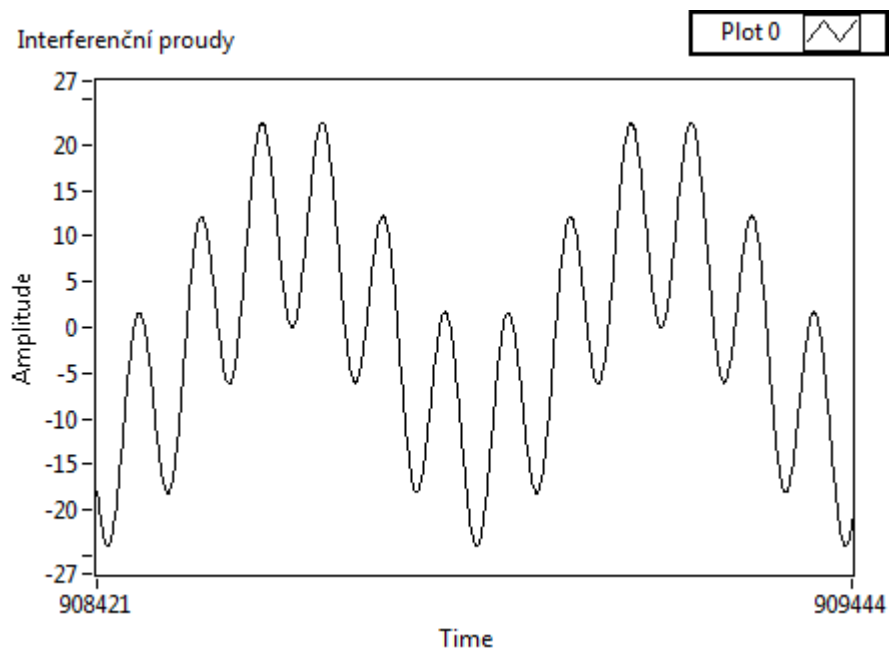




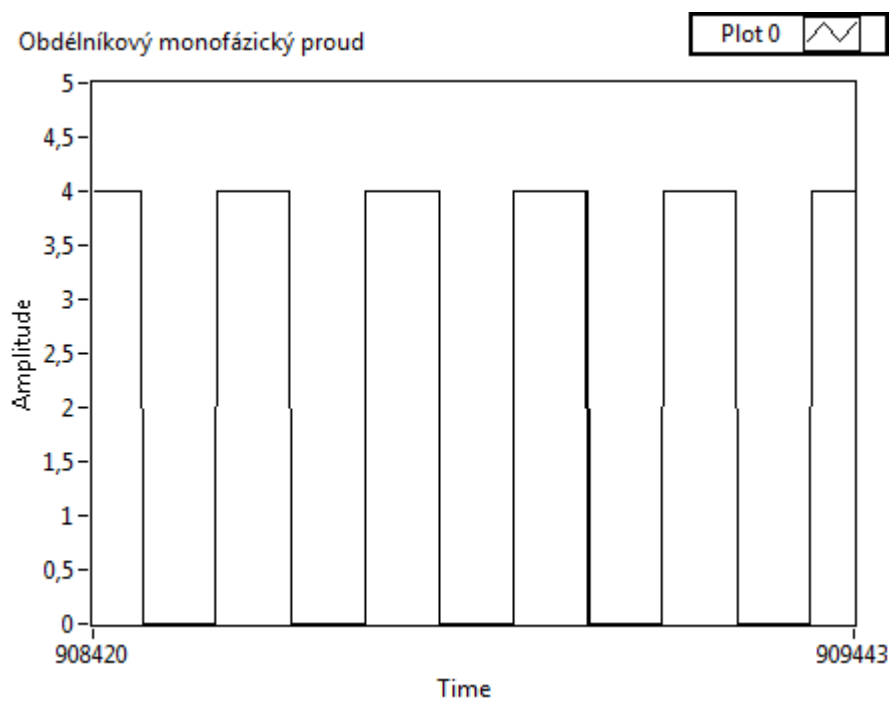
Obrázek 31: Výsledný DF proud



Obrázek 32: Výsledné střídající proudy

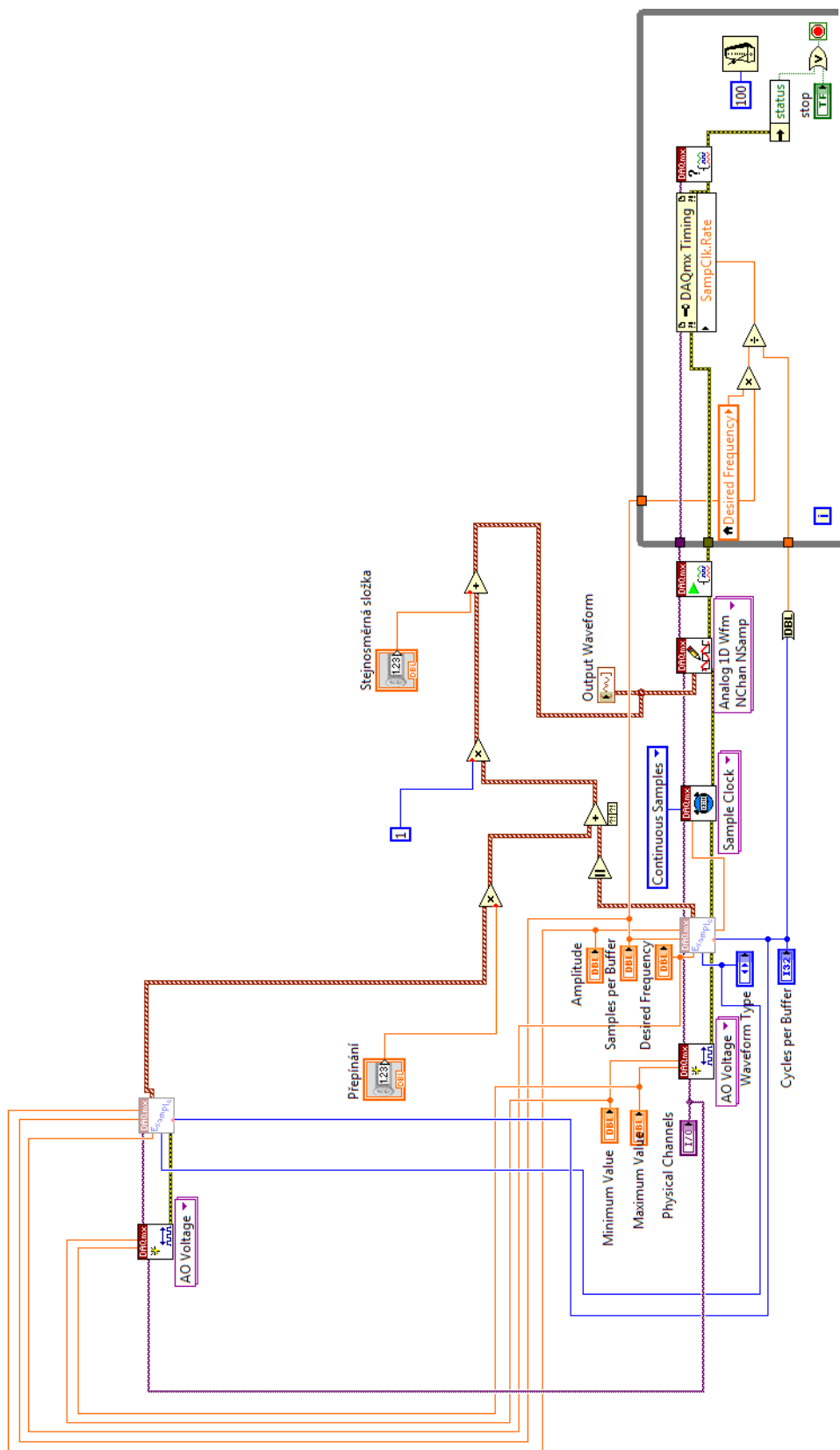


Obrázek 33: Výsledné interferenční proudy



Obrázek 34: Výsledný obdélníkový monofázický proud

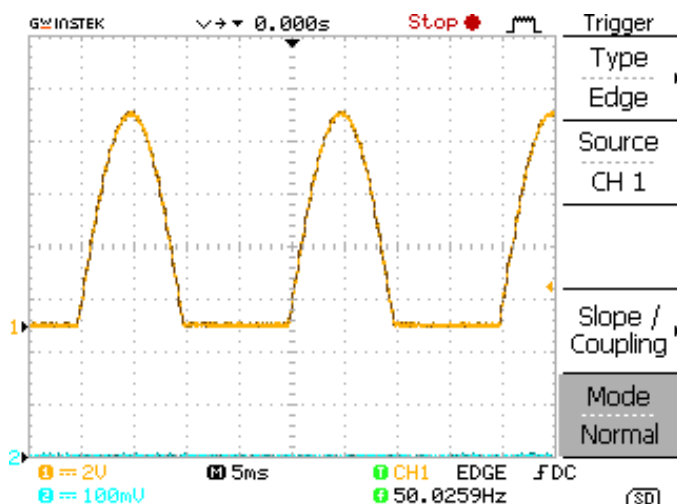
Pro propojení přípravku s prostředím LabView bylo potřeba vytvořit generátor, se kterým jsme ověřili funkčnost přípravku. Proudů interferenční zde ovšem aplikovat nemůžeme. Na následujícím obrázku (Obrázek 35) vidíme blokový diagram generátoru.



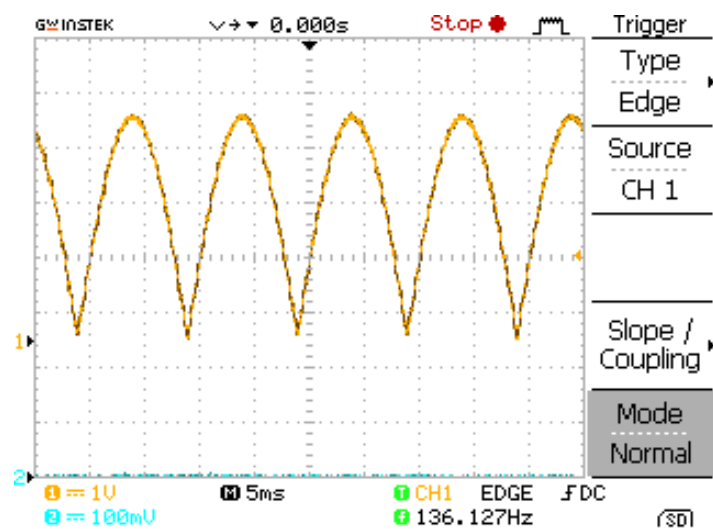
Obrázek 35: Blokový diagram generátoru

Funkce tohoto generátoru můžeme rozdělit do šesti částí. První část tvoří napěťový kanál analogového výstupu. Druhá část volá takzvaný DAQmx (Sample Clock) VI, který nastavuje vzorky taktovací frekvence v závislosti na tempu vypočítaném v ovladači Waveform Buffer Generation subVI. Dále nastavuje vzorkovací režim na kontinuální. Třetí část programu vypisuje průběh do výstupní vyrovnávací paměti (buffer) a čtvrtá část volá Start VI. V páté části se získává aktuální hodnota ovladače pro požadovanou frekvenci (Desired Frequency) pomocí lokální proměnné. Poslední část programu nastavuje vzorky taktovací frekvence na aktuální požadované hodnoty frekvence použitím ovladače Waveform Buffer Generation subVI. Smyčka v poslední části programu poběží plynule, dokud uživatel nestiskne tlačítko Stop nebo dokud nedojde k nějaké chybě.

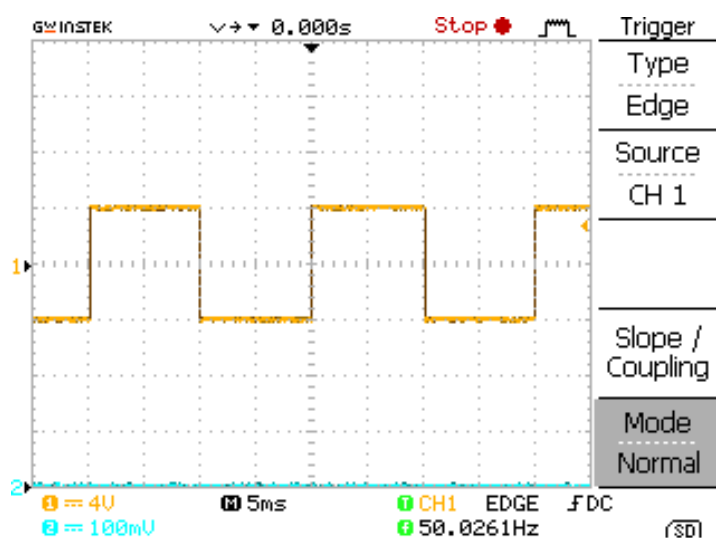
Na následujících třech obrázcích můžeme vidět výstupní signály, které jsme si zobrazili na osciloskopu. Jedná se o jednoduchý impulsní průběh (MF), dvojitý impulsní průběh (DF) a obdélníkový bifázický průběh.



Obrázek 36: MF průběh z osciloskopu



Obrázek 37: DF průběh z osciloskopu



Obrázek 38: Obdélíkový bifazický průběh z osciloskopu

## 10. Elektroléčba v praxi



Obrázek 39: Přístroj BTL-5645 Puls, převzato z [18]

V praxi se můžeme setkat například s přístrojem pro elektroléčbu BTL-5645 Puls od firmy BTL, který vidíme na přiloženém obrázku (Obrázek 39).

Přístroj BTL-5645 Puls je čtyř kanálový elektroléčebný přístroj s čtyřmi výstupy, na kterém se můžou ošetřovat až čtyři pacienti nezávisle na sobě s odlišnými programy i časy. Možná je i aplikace dvou čtyřpólových interferencí. Dále tento přístroj obsahuje vestavěnou encyklopedii s předprogramovanými léčebnými protokoly a diagnózami a výběr z více než 5000 nízkofrekvenčních a středofrekvenčních proudů a jejich modifikací. Další výhodou je propojitelnost s dalšími BTL přístroji - vakuová jednotka a/nebo ultrazvuk, dále například nastavení zvuků a hlasitosti, barvy a jasu displeje, spořiče displeje, automatického vypnutí, možnost bezpečnostního kódu a mnohé další.

Přístroj BTL-5645 Puls se využívá v terapii jak pro elektroléčbu, tak i v rehabilitaci, neurologii, dermatologii, gynekologii, ortopedii, sportovní medicíně i ve wellness. Tento přístroj umožňuje využít mnoho druhů proudů, jako například proud galvanický, Träbertův, faradický, TENS, interferenční, proudy diadynamické, ruskou stimulaci a mnoho dalších.

K terapeutickým parametrům patří snadná změna polarity elektrod +/-, režimy konstantního proudu a konstantního napětí - CC/CV a 50 programovatelných sekvencí.

Ke standardnímu příslušenství přístroje BTL-5645 Puls patří 8 plochých elektrod, 8 pěnových návleků pro elektrody, 2 sady fixačních pásů pro připevnění elektrod, 4 patientské kabely, 4 páry připojovacích kabelů pro elektrody, dotykové ukazovátko pro snadné ovládání, set protiprachových krytů, síťový kabel a CD s návodem a příručkou. [18]

**Zde jsou uvedeny základní vlastnosti dané výrobcem:**

- Unikátní Modulární Systém <sup>TM</sup> - volitelně další rozšíření přístroje
- Velký dotykový displej
- Předprogramované léčebné protokoly
- Uživatelem definované protokoly
- Encyklopedie
- Databáze pacientů
- Identifikace a kontrola funkčnosti připojeného příslušenství
- Test kvality elektrod a patientských kabelů
- Možnost připojení BTL-VAC (vakuové jednotky) - volitelně
- Možnost propojení s terapeutickým ultrazvukem BTL-4000/BTL-5000 - volitelně
- Volba barvy rámečku přístroje
- Připojení k PC (pro upgrade softwaru)
- Vícejazyčný přístroj
- BTL Stolek (volitelně)

**Technické parametry přístroje BTL-5645 Puls jsou uvedeny v následující tabulce 1:**

Napájení	230 V/50-60 Hz, 115 V/50-60 Hz
Rozměry	230 x 390 x 260 mm
Váha - bez příslušenství	4.7-5.3 kg
Třída dle MDD 93/42/EEC	IIB
Bezpečnostní třída	II (dle IEC 536)

**Tabulka 1: Technické parametry**

# 11. Závěr

V rámci této bakalářské práce jsem se zabývala metodami fyziotrické léčby. Podrobněji jsem rozebrala elektroléčbu, tvary signálů, které se používají a také jejich parametry. Elektroléčba se dosti často používá v rámci rehabilitace a v řadě případů slouží k potlačení bolesti. Rozbory zde uvedené jsou důležité pro moji následnou praktickou část.

Při zpracovávání teoretické části této práce jsem narazila na problémy spojené s terminologií v této oblasti používané. Nejsou totiž jednotné a v řadě případů se u různých autorů liší.

V praktické části jsem navrhla v prostředí LabView simulátor pro elektroléčbu, u kterého je možno měnit parametry vytvářeného signálu. Tento simulátor nabízí na výběr z pěti typů proudů v elektroléčbě používaných. Patří mezi ně jednoduchý impulsní proud, dvojitý impulsní proud, střídající proudy, interferenční proudy a obdélníkový monofázický proud. Pro řízení přípravku, který ve spojení s prostředím LabView tvoří jednoduchý generátor pro elektroléčbu, bylo potřeba vytvořit další program. Jedná se o generátor opět navržený v prostředí LabView, vytvářející tři průběhy, které jsem si pro kontrolu zobrazila na osciloskopu. Jedná se o jednoduchý impulsní průběh (MF), dvojitý impulsní průběh (DF) a obdélníkový bifázický průběh. U tohoto generátoru nelze aplikovat interferenční proudy, jelikož jsou pro jejich aplikaci potřeba čtyři elektrody.

Při realizaci přípravku, byla do obvodu vložena ochranná část proti případné aplikaci proudu do pacienta, který již danou intenzitu proudu vnímal. Při zapnutí přístroje je tedy nutno nejprve nastavit potenciometr na nulovou hodnotu (jinak se na výstupu přípravku neobjeví žádný signál) a poté je možno nastavit velikost výstupního signálu. Je totiž třeba respektovat příslušnou normu, která stanovuje základní požadavky na zařízení pro elektroléčbu. Funkčnost a správnost přípravku a generátoru pro elektroléčbu byla ověřena a zkontrolována.

U elektroléčby je problém s hodnocením její účinnosti. Jedinou zpětnou vazbou, která je k dispozici je popis pocitů pacienta, který však může být ovlivněn psychologickým účinkem přístrojů. Objektívni kritérium pro hodnocení výsledků léčby totiž neexistuje. I v tomto případě však existuje jedna výjimka a tou je magnetoterapie, kde bylo prokázáno, že její aplikace urychluje hojení zlomenin. U aplikace různých typů proudů však nic takového neexistuje.



# Seznam literatury

- [1] CAPKO, Ján. *Základy fyziatrické léčby*. Vyd. 1. Praha: Grada, 1998, 394 s. ISBN 80-7169-341-3.
- [2] ŽALOUDEK, Karel. *Masáž: příručka pro střední zdravotnické pracovníky*. Vyd. 1. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1965, 270 s.
- [3] PODĚBRADSKÝ, Jiří a Ivan VAŘEKA. *Fyzikální terapie I*. Vyd. 1. Praha: Grada, 1998, 264 s. ISBN 80-7169-661-7.
- [4] KOVÁCS, Richard. *Electrotherapy and light therapy*. Philadelphia, 1950.
- [5] HRAZDÍRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, 381 s. ISBN 80-902-8961-4.
- [6] PODĚBRADSKÝ, Jiří a Ivan VAŘEKA. *Fyzikální terapie II*. Vyd. 1. Praha: Grada, 1998, 171 s. ISBN 80-7169-661-7.
- [7] PODĚBRADSKÝ, Jiří a Radana PODĚBRADSKÁ. *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 200 s. ISBN 978-80-247-2899-5.
- [8] HALLIDAY, David, Robert RESNICK a Jearl WALKER. *Fyzika: vysokoškolská učebnice obecné fyziky*. Vyd. 1. Brno: VUTIUM, 2000, viii, s. 578-888, [34] s. ISBN 80-214-1868-0.
- [9] GERSH, Meryl R. *Electrotherapy in rehabilitation*. Philadelphia: Davis, c1992, xxiii, 413 p. ISBN 08-036-4025-0.
- [10] ROBERTSON, Val. *Electrotherapy explained: principles and practice*. 4th ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 2006, xii, 554 s. ISBN 9780750688437.
- [11] KNIGHT, Kenneth L a David O DRAPER. *Therapeutic modalities: the art and the science*. Baltimore, MD: Lippincott Williams, c2008, xxvii, 399 p. ISBN 978-078-1757-447.
- [12] BÉLANGER, Alain a Alain BÉLANGER. *Therapeutic electrophysical agents: evidence behind practice*. 2nd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams, c2010, xx, 504 p. ISBN 07-817-7001-7.
- [13] WATSON, Tim. *Electrotherapy: evidence-based practice*. 12th ed. /New York: Churchill Livingstone, 2008, xii, 401 p. ISBN 978-044-3101-793.

- [14] ZIMMER ELEKTROMEDIZIN. Manuál k přístroji *GALVA 5 CLINIC*.
- [15] DALZIEL, C. F. *The Effects of Electric Shock on Man*. Washington, D.C. : U. S. Atomic Energy Commission, Safety and Fire Protection Branch, 1956.
- [16] BRANČÍK, Lubomír. *Elektrotechnika 1*. 1. vyd. Brno: VUTIUM, 2004, 135 s. ISBN 80-214-2607-1.
- [17] VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK a Martin VLACH. *Začínáme s LabVIEW*. 1. vyd. Ilustrace Viktorie Vlachová. Praha: BEN - technická literatura, 2008, 247 s. ISBN 978-80-7300-245-9.
- [18] BTL ZDRAVOTNICKÁ TECHNIKA. *BTL* [online]. © 2013 [cit. 2013-04-07]. Dostupné z: <http://www.btl.cz/>

# Seznamy zkratek a symbolů

UV - ultrafialové záření

IR - infračervené záření

Laser - Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

Hz - hertz

PPS - Podprahově senzitivní intenzita

PS - prahově senzitivní intenzita

NPS - nadprahově senzitivní intenzita

PPM - podprahově motorická intenzita

PM - prahově motorická intenzita

NPM - nadprahově motorická intenzita

PPA - podprahově algická intenzita

$S \cdot m^{-1}$  - siemens na metr

NaCl - chlorid sodný

KCl - chlorid draselný

C - coulomb

A - ampér

V - volt

$\Omega$  - ohm

S - siemens

F - farad

$A \cdot m^{-2}$  - ampér na metr čtverečný

ms - milisekunda

$\mu s$  - mikrosekunda

DD - diadynamické proudy

MF - monophasé fixe

DF - diphasé fixe

CP - courtes périodes

LP - longues périodes

RS - rythme syncopé

ICHDK - ischemická choroba dolních končetin  
TENS - transkutánní elektroneurostimulace  
AKU-TENS - akupuncture TENS  
AKL-TENS - akupuncture like TENS  
AM - amplitudová modulace  
FM - frekvenční modulace  
AFM - amplitudová frekvenční modulace  
S1 - spínač  
S2 - spínač potenciometru  
T1 - tranzistor typu NPN  
T2 - tranzistor typu PNP  
RL1 - jazýčkové relé  
LED1, LED2 - diody  
C4 - elektrolytický kondenzátor  
C5 - foliový kondenzátor  
IO1 - impedanční transformátor  
IO2 - neinvertující zesilovač  
IC3 - napěťový měnič  
P1 - potenciometr  
TR1 - trimr  
R1 – R9 - rezistory  
K1, K2 - spínací kontakty  
D1 - spínací dioda  
NI - National Instruments

# Seznam příloh

## Použité součástky:

Označení	Hodnota	Typ
R1, R2	10 k $\Omega$	(všechny rezistory jsou metalizované pro zátěž 0,4 W)
R3	5,6 k $\Omega$	
R4, R5	1,55 k $\Omega$	
R6, R9	1 M $\Omega$	
R7	12 k $\Omega$	
R8	33 k $\Omega$	
C1	10 $\mu$ F	E10M/16VS
C2	100 $\mu$ F	E100M/35V
C3, C5	0,1 $\mu$ F	CK100N/50V2
C4	47 $\mu$ F	E47M/50V
T1		BC337
T2		BC327
RL1		RR2A05-0-200
D1		1N4007
LED1		L-5MM 2MA/R
LED2		L-5MM 2MA/G
IO1, IO2		OP07CP
IC3		ICL7660ACPA
P1	50 k $\Omega$	PC16MSK050
TR1	5 k $\Omega$	PT10VK005